48652

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü'nde radyoterapi uygulanan meme kanserli hastalarda çeşitli ışınlama tekniklerine göre kalbin aldığı dozun araştırılması.

48652

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Fizik Müh. Muharrem POLAT
Tez Danışmanı: Prof.Dr. Gökhan TÖRE

İSTANBUL
1996

İ Ç İ N D E K İ L E R

KONU	SAYFA
GİRİŞ	1
GENEL BİLGİLER	3
ARAÇ VE GEREÇLER	13
METOD	22
BULGULAR	35
TARTIŞMA VE SONUÇ	83
ÖZET	91
SUMMARY	92
KAYNAKLAR	93

1- TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tezimin hazırlanmasında yardım ve destek-lerini gördüğüm;

Tez danışmanım Sayın Prof.Dr.Gökhan TÖRE'ye,*

Sayın Doç.Dr.Işık ASLAY'a,*

Sayın Yr.Doç.Dr.Gönül KEMİKLER'e,*

Sayın Doç.Dr.İbrahim EGEHAN'a,**

Sayın Doç.Dr.Taner GÖREN'e,***

Sayın Uzm.Dr.Murat ULUSOY'a,****

Sayın Yr.Doç.Dr.Müge AKMANSU'ya,**

Sayın Dr.Rasim MERAL'e,*

Sayın Dr.Erhan BERRAK'a,*

Sayın Dr.Cenk KÖSE'ye,****

Sayın Fiz.Uzm.Nina TUNÇEL'e,*

İ.Ü.Onkoloji Enstitüsündeki değerli hocalarıma ve Radyofizik uzmanlarına, arkadaşlarıma ve aileme en içten teşekkürlerimi sunarım.

* İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü.

** G.Ü.Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Ab.D.

*** İ.Ü.Tıp Fakültesi Kardiyoloji Ab.D.

**** Haseki Hastahanesi Radyoloji Bölümü.

2- GİRİŞ

Kardiyovasküler sistemde X ışınlarının olası etkileri 1897 yılında görülmüştür. 1920'lerde yüksek voltaj X ışınlarının geliştirilmesi ile bu problem önem kazanmıştır(13,28). Hodgkin, özofagus, akciğer ve meme kanserlerinin tedavisi ile mediyasten ışınlamalarında kalp ışınlama alanı içine girmektedir(13,28). Kalp üzerine yapılan çalışmalarda; fibrinli perikart iltihabı, miyokardiyal hasar, EKG değişikliği, T-dalga değişikliği, foksiyonel ve anatomik değişim ile birlikte koroner arterlerde atheroskleroz ve hasarlar bulunmuştur(3,10,-13,21,28).

Oslo çalışmasının sonucuna göre (1986) Co-60'ile ışınlanan hastalarda miyokardiyal infarksiyon nedeniyle ölümlerde anlamlı artış gözlenmiştir(1).

Meme ışınlamasında tümörün tekrarlaması açısından riskli bölgeleri içeren hedef volüm ışınlaması için yeterli dozu verirken tedavi volümüne akciğer, özofagus, kalp gibi yapılar girmektedir. Bu nedenle farklı derinlik ve yerleşimlerin ışın landığı bu düzensiz alanda hedef volümün dozunda meydana gelecek sapmalar kalp dozunu da etkileyecektir.(6,12,30)

Diğer taraftan kalp dozları tedavi tekniğine ve RT'de ışınlama alanına bağlı olarak da değişmekte olup radyoterapide kalbin aldığı doz prognoz açısından önem kazanmaktadır.

Sol memeye, meme koruyucu cerrahi sonrası, tanjansiyel ışınlama tekniği ile yapılan radyoterapide kalbin bir bölümü primer radyasyon alanı(huzmesi) içinde kalmaktadır. Eğer Mİ lenfatikleri tedavi alanı içine dahil edilmişse bu bölgeye yeterli doz verebilmek için bazı hastalarda medial alan kenarı anatomik orta hattı 1-2 cm geçmekte bu nedenle kalbin daha büyük bir kısmı primer radyasyon alanı içine girmektedir. Hastalar, sternum eğimini düzeltmek amacı ile eğik düzlemle belli açıda veya açısız olarak yatırılarak tedavi edilmektedirler.

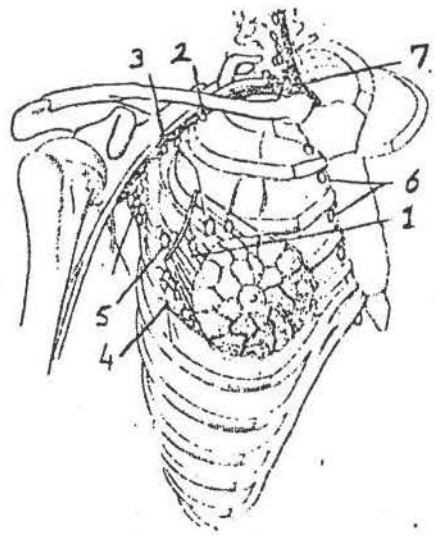
Bu çalışmada; gamma ışınları ile(Co-60) sol memeye tanjansiyel ışınlama yöntemiyle yapılan radyoterapide kalbin aldığı doz ölçülecektir.Rando fantomda yapılacak çalışmada eğik düzlemle 0° ve açılı tedaviye giriş pozisyonunun ve tedavi alanının seperasyonunun kalp dozları üzerine etkisi araştırılacaktır. Ayrıca doz volüm histogramları ile ışınlama şekillerine göre kalp dozları volümetrik olarak değerlendirilecektir. Ölçüm ve tedavi planlama sisteminden elde edilen izodoz sonuçları karşılaştırılacaktır.

3- GENEL BİLGİLER

3-1 MEME ANATOMİSİ

Meme; meme bezlerinden, kan damarlarından, yağ dokusundan ve lenfatiklerden oluşur.

"Nodi lymphatici axillares" çok sayıda gurup oluşturur. Memenin lenfasını toplar. Bunlar "m.pectoralis minorus"un arka yüzünde [1] veya üzerinde [2], "fascia clavipectoralis"in altında [3],"m.pectoralis major"ün[4] alt kenarında ve "axilla"nın [5] derin bölgelerinde bulunur. Memeyi drene eden diğer lenf düğümleri aynı zamanda karaciğerin, diafragmanın,perikardın ve interkostal aralıkların lenfasınıda toplayan "nodi lymphatici parasternales" [6] Mammaria interna ganglionları ile "angulus venosus" yakınındaki lenf düğümleridir[7]. (Şekil-1) (17)



Şekil-1. Memenin lenfatik damarları.

3-2 MEMEDE RADYOTERAPİ

Meme kanserli hastalarda lokal tümör kontrolu için gerekli doz, en az sağlam doku harabiyeti ve en az sekel oluşturacak şekilde verilmelidir. Işınlama volümünde doz dağılımının mümkün olduğu kadar homojen olması gereklidir. Çünkü homojen olmayan bir ışınlama sonucundaki yüksek dozlar komplikasyon ve sekellere, düşük dozlar ise bölgesel yinelemelere neden olabilecektir.

Meme kanserinde radyoterapinin amacı yerel ve bölgesel kontrolu sağlamaktır. Yineleme riskini taşıyan bölgeler ise

a) Periferik lenfatikler(Aksilla,supra-Mİ gangliyonları),

b) Meme(meme koruyucu cerrahi için)

c) Göğüs çeperidir(Modifiye radikal mastektomi,SM için)

Tedaviye yinelemenin yüksek riskini taşıyan hastalarda RT eklenmesi yinelemeleri %3-12'ye düşürmüştür(20).

Korunmuş olan meme, tümörün mikrokosbik çok odaklı oluşunun yüksek oranı nedeni ile ışınlanır. Tedaviye uygun dozlarda RT'nin eklenmesi meme yinelemelerini %25-35'den %3-13-e düşürmektedir(1,5,20).

Göğüs çeperi ışınlamaları, mastektomi sonrası aksillası yüksek oranda pozitif hastalarda, pektoral fasya ve cilt infiltrasyonu olanlarda lokal yinelemeleri %45'lerden %4-11'lere düşürmektedir(5,20).

Tedavide :

a) Hedef volüme homojen (±5) doz verilmesi(12),

b) Minimum akciğer volümünün ışınlanması,

c) Minimum kalp volümünün ışınlaması,

d) Mediyastenin korunması,

e) Alan birleşim bölgelerinde sıcak veya soğuk bölgelerin oluşumundan sakınılması,

f) Hızlı ve kolay tekrarlanabilir setup koşullarının sağlanması amaçlanmaktadır.

3-2-1 MEME SİMÜLASYONU

Kliniğimizde, simulasyon ve tedavi esnasında eğik düzlem kullanılmaktadır. Eğik düzlemin kullanımındaki amaçlar;

a) Sternal eğimi yere paralel hale getirmek. Böylece ışınlama alanı içine giren akciğer alanını küçültmek için kolimatör açısı verilmesi gereğini ortadan kaldırmak.

b) Hasta stabilizasyonunu sağlamak.

Masa 0° açıda iken, hasta 0° açıya karşılık gelen düzlem üzerine arkaüstü (supine) pozisyonda yatırılır ve göğüs çeperi masaya paralel hale gelinceye kadar düzleme açı verilir. Sabitleştirici baş pimi numarası dosyaya kaydedilir.(Böylece eğik düzlem açısı her zaman aynı şekilde tekrarlanır.) (Şekil-2)

Hastanın kolu vücutla en az 90° açı yapacak şekilde yana açılarak kol sabitleştiricisinin gösterge numarası dosyaya kaydedilir.

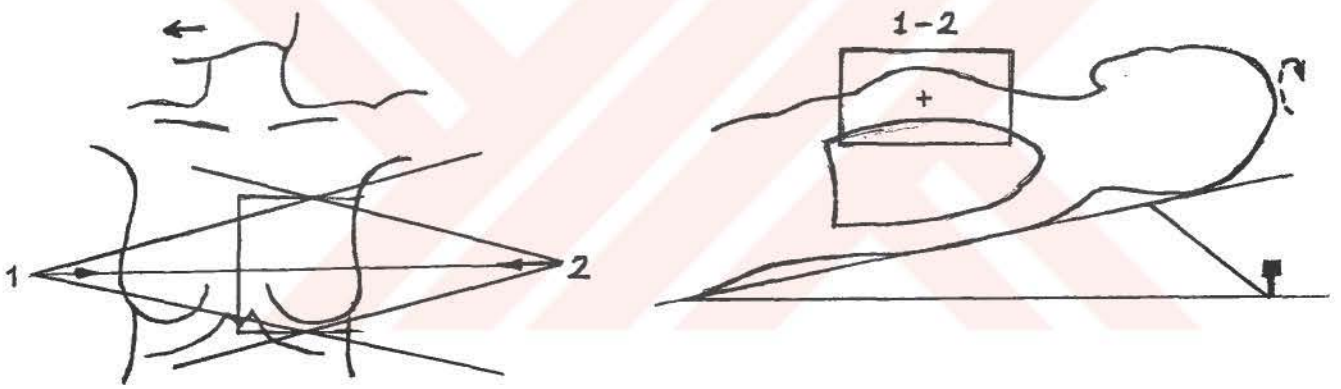
Baş sağlam memeye çevrilerek hareketli beyaz baş tablası hastanın baş-boyun yapısına göre ayarlanır.

Daha sonra sabit SSD ile tanjansiyel ışınlamada ışın demeti planlanan volüme belli bir açı ile verilir. Tanjansiyel ışın açısı (Medial ve lateral) santral veya aksiyal ışının dikey ile yaptığı açıdır.(Şekil-3) Medial ve lateral tanjansiyel açıların toplamı 180° dir. Işın diverjansını kaldırmak üzere laterale doğru verilen alignment açısı ile tanjansiyel açıları daha büyük değerlere ulaşır(2,4,9,22).

Tanjansiyel alanlarda, simülasyon esnasında hasta konturu alınır.Tedavi planlama sisteminde elde dilen izodozların değerlendirilmesi yapılarak referans izodozu seçilir. Meme kaidesi ile apeksi arasında düzgün olmayan yapısı nedeniyle açık alan ışınlamasında genellikle homojen olmayan doz dağılımları elde edilir. Homojen bir doz dağılımında meme kaidesi ile apeksi arasında doz farklılığının %10'dan fazla olmaması gereklidir. Homojeniteyi sağlamak için 15°,30°,45°0'lik wedge filtreler medialde ve lateralde birlikte veya tek taraflı kullanılır. Eğer hastanın tedavi pozisyonunda çekilmiş bilgisayarlı tomografisi varsa akciğerin düşük dansitesi hesaba katılarak doz dağılımları elde edilir. Şu anda kliniğimizde 30°'lik wedge filtre kullanılmaktadır. Referans izodozu seçi-

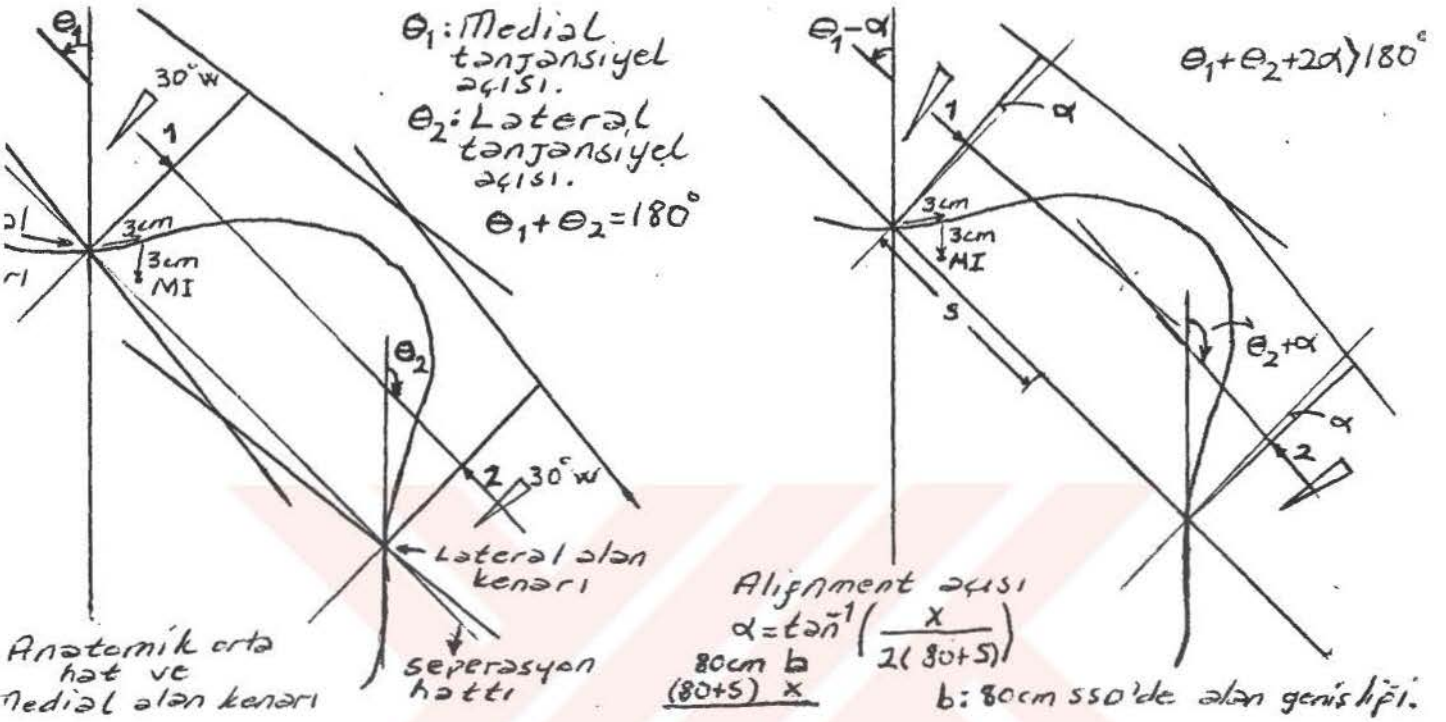
mi, korunmuş memede toraks çeperinde(kotların iç yüzünde) seçilir. Tanjansiyel alana Mİ dahil edilmiş ise, MI dozu orta hattan itibaren 3cm laterale, 3cm posteriore (derine) gidilerek bu noktadaki izodoza göre hesaplanır.(Şekil-3)

Kliniğimizde Mİ alanında 46Gy, meme tanjansiyel alanda 46-50Gy doz verilmesi planlanmaktadır.



(a) Koronal görünüş (b) Sajital görünüş

Şekil-2. Tanjansiyel ışınlamanın şematik gösterimi.



(a) Alignment açısı yok (b) Alignment açısı var

Şekil-3. Tanjansiyel ışınlamanın şematik gösterimi.

3-3 KALBİN ANATOMİSİ

Esas olarak miyokart adı verilen kendine özgü bir kas dokusundan oluşan kalp, bir tarafa yatmış, tepesi öne, sola ve aşağıya; tabanı arkaya sağa ve yukarı bakan yuvarlakça bir koniye benzetilebilir. Kalp iki akciğer arasında orta mediyasten boşluğuna yerleşmiş ve diyafragma üstüne oturmuştur(8)

Kalbin uzun ekseni horizontal plan ile yaklaşık 30°, sajital plan ile yaklaşık 45° açı yapar(24). Kalp perikart adı verilen özel bir zar ile örtülüdür. Kalbin büyüklüğü onun çalışma miktarına bağlı olup, en azından taşıyıcısının yumruğu büyüklüğündedir(17).

Kalp erişkinde yaklaşık 12cm uzunluğundadır. En geniş yeri 8-9cm ve kalınlığı 6cm'dir. Ağırlığı erkekte 280-340gr, kadında 230-280gr arasında değişir(8).

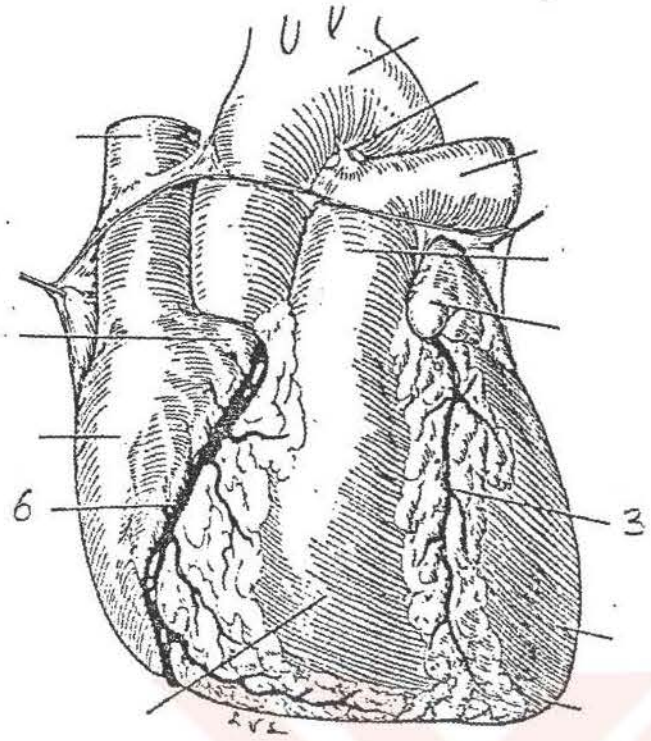
Kalp boşluğu sağ ve sol iki atriyum(kulakcık) ve iki ventrikül(karıncık) olmak üzere 4 boşluktan oluşur. Sağ ve sol atriyum interatriyal septum ile, sağ ve sol ventrikül ise interventriküler septum ile ayrılmıştır. Kalbe önden bakıldığında sağ ve sol ventrikülü ayıran oluğa "Sulcus interventricularis" denir. Atriyum ve ventrikülleri ayıran oluğa ise "Sulcus coronarius" olarak adlandırılır(8).

Kalbin atım hacminin yaklaşık %5-10'u yalnız kalp kasının beslenmesine harcanır. Bunu sağlayan arterlere koroner arterler denir(17).

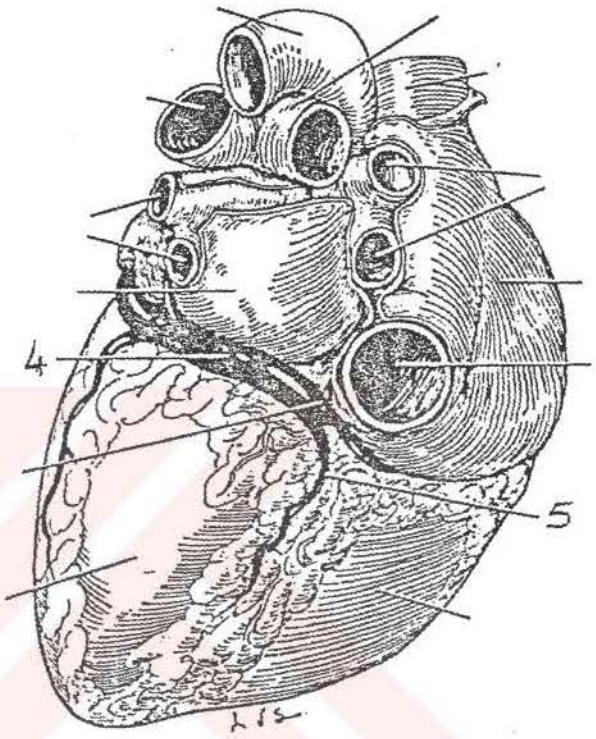
Kalbin çeşitli açılardan görünüşü Şekil-4a,b,c'de görülmektedir. Koroner arter sistemi sağ[1] ve sol[2] arter olmak üzere iki major koroner arterden oluşur. Sağ korener sağ "Sinüs valsalva"dan sol koroner arter ise sol "Sinüs valsalva"dan çıkar. Sol koroner arter ilk 1 ile 25mm'lik bölümü ana koroner arter olarak devam ettikten sonra ikiye ayrılır. Dallardan biri olan sol ön inen arter sulcus interventrikülaris [3] içinde seyreder ve yaklaşık 10-13cm uzunluğundadır. %80 oranında apekse kadar ulaşır. Bu arterin majör dalları septal ve diyagonal dallarıdır. Sol ana koronerin diğer dalı sol sirkumfleks arterdir[4]. Sulkus koronaryus içinde sola doğru seyreder ve bu seyri sırasında "obtuse marginal" dallar olarak bilinen bir kaç adet dal verir ve insanların %85'inde arka interventriküler sulkusa [5] gelmeden önce sonlanır.İnsanların %37'sinde sol ana koronerden sol ön inen arterin ve sirkumfleks arterin arasında bir üçüncü dal bulunur. Buna "ramus medianus" adı verilir(8,17,18,23,24,31).

Sağ koroner arter, sulkus koronaryus[6] içinde sağa doğru seyreder. Arka sulkus interventriküle geldiğinde ise iki dala ayrılır. Biri arka interventriküler sulkusta seyreden arka inen arter[5] diğeri ise sol ventrikül arka yüzüne giden posteriyo lateral daldır. Arka inen arterin sağ koronerden çıkması halinde sağ koroner arterin dominant olduğu söylenir. İnsanların %85'inde sağ koroner arter dominanttır (8,18,23,24,31)

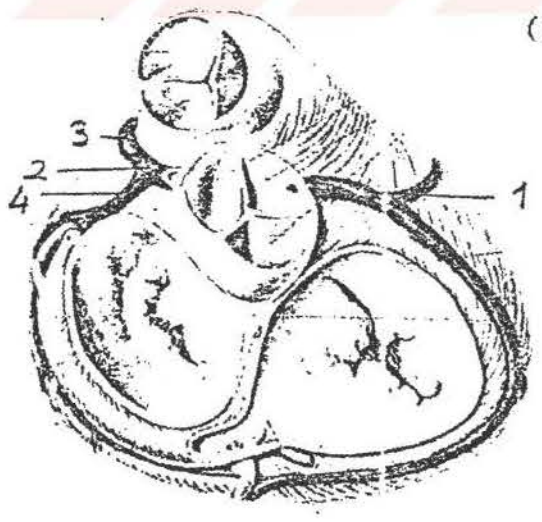
Koroner arterin bu oluşumu ve yayılışı değişiklikler gösterir. %98 vakada aorttan iki dal olarak çıkar. %1'den az bir oranda ise aorttan çıkan tek bir koroner arterle beslenir. % 1 vakada bir yada her iki koroner arter "turuncus pulmonalis"ten çıkabilir(8,17,24,31).



(a) Kalbin önden görünüşü.



(b) Kalbin alttan görünüşü.



(c) Sağ ve sol koroner arterlerin aorttan çıkışı.

Şekil-4. Kalbin çeşitli açılardan görünüşü.

4- ARAÇ VE GEREÇLER

Bu çalışmada kullanılan araç ve gereçler şunlardır.*

A) GE-MeV ALCYON II Co-60 Teleterapi Ünitesi,

B) GE-MeV Mecaserto Simülatör Ünitesi,

C) HITACHI Model CT-W950SR Tomografi Ünitesi,**

D) Theratronics Theraplan 500 Tedavi Planlama Sistemi,

E) Rando Fantom,

F) Harshow 2000A-B Model TLD Okuyucu Ünitesi,

G) Harshow TLD rodları,

H) Fırınlama aygıtları,

I) Arplay Eğik Düzlem.

* İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü
** Haseki Hastanesi Radyoloji Bölümü

4-A- GE-MeV ALCYON II Co-60 Teleterapi Ünitesi:

Alcyon II, 6100 RHM'lik aktif kapasiteye ve 2cm kaynak çapına sahip bir Co-60 teleterapi ünitesidir. Yayınlanan Γ ışınlarının enerjileri ortalama 1.25 MeV'dur. 80 cm'de izosantrik tedavi yapmaya uygun olan cihazın kaynak-kolimatör mesafesi 45 cm'dir. Kaynak-cilt uzaklığı 80 cm'de iken maksimum alan açılımı 32x32 cm,100cm'de ise 40x40 cm'dir. Ayrıca rotasyon tedavisi yapabilme özelliği vardır. Şu an aktivitesi yaklaşık 2300 RHM'dir. (Resim-1)

Resim-1. GE-MeV Alcyon teleterapi cihazı.

4-B- GE-MeV Mecaserto Simülatör Cihazı:

Radyoterapide tedavinin planlamasında ilk hareket noktası olan simülatör cihazı, bütün radyoterapi uygulamalarının benzerini yaratmak için tasarlanmış x-ışını görüntüleme cihazıdır. İki farklı düşey eksende dönen ve üç boyutta hareket eden bir masa bulunmaktadır. 0°-362° yatay eksende dönen gantry üzerinde bir boyutta hareketli Röntgen tüpü. İki boyutta hareketli imaj şiddetlendirici tüp vardır. TV monitör sistemi ile donatılmıştır. Tedavi için gerekli olan fiziksel parametreleri, farklı tedavi cihazlarına göre ayarlamak ve bulmakta kullanılır. Uzaktan kumandalı olarak da çalıştırılabilmektedir. 80,100,105 cm FAD(Fokus-Eksen mesafesi) seçimleri yapılabilmekte, SSD(Kaynak-Cilt mesafesi) optik gösterge ile ölçülmektedir. (Resim-2)

Resim-2. Mecaserto simülatör cihazı.

4-C- HITACHI Model CT-W950SR Tomografi Ünitesi:

Tarayıcı ünitenin arama mekanizması için bir kayma ring kullanılan ve yüksek hızlı sürekli dönüş tekniği ile kısa sürede tomografi alınmasına imkan veren yüksek devirli bir röntgen bilgisayarlı tomografi sistemidir. Önemli özellikleri aşağıdaki gibidir.

Dilim kalınlığı ----------: 10.5 mm (± 10mm)
3 mm (+%15,-%10)
2 mm (+%30,-%10)

Tilt açısı ----------: ± 25°

Gantri boşluk çapı ----------: 70 cm

4-D- Theratronics Theraplan 500 Tedavi Planlama Sistemi:

Theraplan 500 tadavi planlama sistemi; DEC LSI 11/73 mikroişlemci ve matematik işlemci ile eksternal ve interstisyel/intrakaviter planlama yapılabilmektedir.Sistemde 2 Mb RAM bellek, 256 Mb "Winchester" tipi hard disk, 60 Mb "streamer", bir yüksek çözünürlüklü (1280x1024) monitör ve bir tekst monitör bulunmaktadır. Bir negataskop ve buna bağlı "digitizer" ve kalem ile bilgi girişi yapılabilmektedir. Fortran 77 ve C programlama dillerinde oluşturulmuş yazılımı ile Eksternal planlamada 250kV-40MV foton, 4MeV-40MeV elektron enerjisinde SSD,SAD,Arc ve rotasyon tekniklerinin planlaması yapılmaktadır. 2D/3D görüntüleme ve izodoz çizimi özellikleri vardır. BT kesitleri "digitizer" ile girilebilmekte ve brakiterapi planlaması yapılabilmektedir.(Resim-3)

Resim-3. Tedavi planlama sistemi.

4-E- Rando Fantom:

Gerçek insan boyutlarında ve gerçek insan organ yoğunluklarına uygun, sentetik izosiyonat maddesinden yapılmıştır. Yoğunluğu 0.975 gr/cm^3 'dür. Akciğer yoğunluğu 0.3 gr/cm^3 ve kemik yoğunluğu ise 1.2 gr/cm 'dür. 2.5 cm kalınlıkta kesitlerden oluşmuştur. 35 kesitten oluşmakta ve her kesitte absorbe dozu ölçmede kullanılan TLD'leri yerleştirmek için uygun delikler vardır. (Resim-4)

Resim-4. Alderson Rando fantom.

4-F- Harshaw LiF-100 TLD Çubukları:

Lityum Florür içeren termolüminesans dozimetreler, yüksek basınç altında ve yüksek sıcaklıkta üretilmiş bir "polycrystaline" dir. Çubuklar 1mm çapında, 6mm uzunluğunda 10mgr ağırlığındadır. Şeffaf ve serttir. 10 R/s kadar doz hızı bağımsızlığı ve 20 keV ile birkaç MeV'e kadar enerji bağımsızlığı gösterir. Yaklaşık doku eşdeğeridir.(Z =8.14, Z =7.64 Z =7.42) LiF-100 ile 100mR-10 R aralığında doz ölçülebilmekte ve çeşitli kalitede iyonizan radyasyonların($\alpha,\beta,\Gamma,x,p,n$) dozimetri çalışmalarında kullanılabilmektedir. Hassasiyetlerinin kontrol edilmesiyle defalarca kullanılabilir. TLD ile temiz ortamda çalışılmalı ve elle tutulmamalıdır.

4-G- Harshaw 2000A-B Model TLD Okuyucu Ünitesi:

Bu ünite 2000A TL dedektörü ve 2000B otomatik integral pikoampermetreden oluşur. Bu okuyucu 5x10 R ile 10 R arasındaki dozları okuyabilir. 2000A TL dedektör cihazı, dozimetre ısıtma bölümü, ısıtma devresi ve düşük karanlık akıma sahip olan bir fotomultiplakatör tüpten oluşmaktadır. Isıtma sıcaklığı 50° ile 400°C arasında ayarlanabilmektedir.(Resim-5)

Resim-5. Harshow 2000A-B model TLD okuyucu ünitesi.

4-H- Fırınlama Cihazları:

TLD'leri sönümlemede(Anneling) ve okuma öncesi ısıtmasında kullanılan fırınlama cihazlarından birinin sıcaklığı 0°-500°C diğerinin sıcaklığı ise 0°-300°C arasında değişmektedir.

4-I- Arplay Eğik Düzlem:

Hastaların sternal eğiminin yere paralel hale getirilmesi için kullanılan bir düzenektir. Aynı zamanda hastanın tedavisi ile ilgili parametrelerini saptamayı sağlayan ölçüm göstergelerine sahiptir. Bu sayede hasta belli bir açı ile veya açı verilmeden (düzlem üzerinde 0° açıda) tedaviye alındığı zaman tedavi pozisyonunun benzer şekilde tekrarlanabilirliği sağlanmış olur. (Resim-6)

Resim-6. Arplay eğik düzlem.

5- METOD

Bu çalışmada meme kanserinin tanjansiyel ışınlama yöntemi ile radyoterapisinde korunmuş memede ışınlama alanı içinde MI (Mammaria İnterna) dahil ve MI hariç olmak üzere eğik düzlem ile 0° ve açılı olarak tedavi yapıldığı zaman kalbin ve koroner damarların aldığı dozların ölçülmesi amaçlanmaktadır. Bunun için;

5-1) Rando fantomun simülasyonu ve eğik düzlemde baş pimine karşılık gelen açının bulunması,

5-2) Simülasyon koşullarında bilgisayarlı tomografi çekilmesi ve dozimetrik çalışma için Randofantomda kalbin yerinin tespit edilmesi,

5-3) Tedavi planlama sistemine bilgisayarlı tomografi(BT kesitlerinin girilmesi ve izodoz eğrilerinin elde edilmesi,

5-4) Rando fantomda Temoluminesans dozimetrelerin(TLD) yerleştirilmesi ve ışınlanması aşamaları gerçekleştirilmiştir

5-1) Rando fantom, eğik düzlem 0 baş piminde iken eğik düzlem üzerine arka üstü pozisyonda yatırıldı. Medial göğüs çeperi yere paralel olacak şekilde düzlem kaldırıldı. Bu durumda sabitleştirici baş pimi numarası 2 olmaktaydı. Tanjansiyel alan sınırları ise;

Medial'de; Sternum orta hattı boyunca,

Lateral'de; Orta aksiller çizgi boyunca,

Üst sınır; Supraklaviküler alanın alt sınırı olan birin-

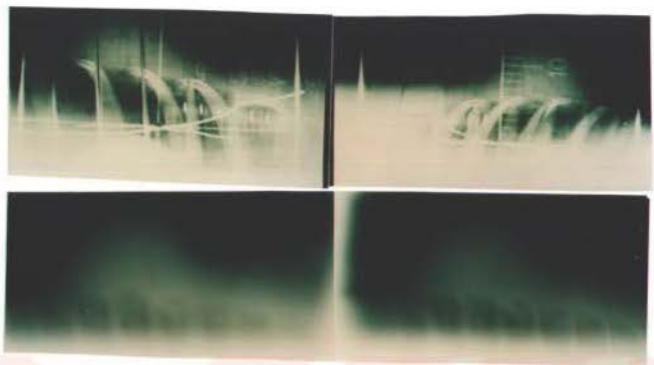
ci ön kot üstünden geçen çizgi boyunca,(veya supra alan yoksa meme glandı klinik üst sınıra uyacak şekilde,)

Alt sınır; Normal memeye göre alt meme kıvrımının 1cm altından geçen çizgi boyunca alındı.

Simülatörde kolimatör açısı 0° iken medial ve lateral alan kenarlarına birer tel konularak merkezi ışın bu sınırlardan geçecek şekilde yani kurşun teller ışının merkezi eksenin de aynı doğrultuda olacak şekilde gantriye açı verildi.Böylece akciğerin ışın alanı içine minimum şekilde gireceği medial ve lateral ışınlama açıları bulundu. Medial ve lateral ışınlama açılarından çekilen simülasyon ve port filmleri Resim-7'de görülmektedir.

Daha sonra Randofantom'un eğik düzlemin baş pimi 0'da iken yani açısız durumda iken simülasyonu yapıldı. Tedaviye giren akciğer volümünü minimuma indirmek için kolimatöre 6° açı verildi. Simülasyon ve port filmleri Resim-8'de görülmektedir.

Bu çalışma için referans izodozu toraks çeperinde seçilmiştir. Rando fantom üzerinde toraks çeperi BT kesitlerinden saptanmıştır.



(a) Medial ışınlama alanı (b) Lateral ışınlama alanı

Resim-7. Randofantomun eğik düzlem 6° simülasyonunda medial ışınlama açısı 52° ve lateral ışınlama açısı 130°'dir. Alignment açısı vardır. Bu açılardan çekilen simülasyon filmleri üstte,port filmleri altta görülmektedir.

(a) Medial ışınlama alanı (b) Lateral ışınlama alanı

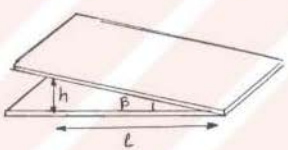
Resim-8. Rando fantomun eğik düzlem 0° simülasyonunda medial ışınlama açısı 51°,lateral ışınlama açısı 131°'dir. Alignment açısı vardır. Bu açılardan çekilen simülasyon filmleri üstte,port filmleri altta görülmektedir.

Eğer MI ışınlama alanına dahil edilirse MI dozunu artırmak için alignment açısı gerekmediğinden lateral kenar aksilla orta hattı, medial kenar ise orta hat veya karşı tarafa 1cm geçen, anatomik hatta uyan çizgi boyunca klinik olarak saptama yapılır. Kontur alındıktan sonra izodoz eğrileri çizilerek değerlendirilir.

Rando fantomun baş pimine göre eğik düzlem açısı;

$$\beta = \tan^{-1}(h/l)$$

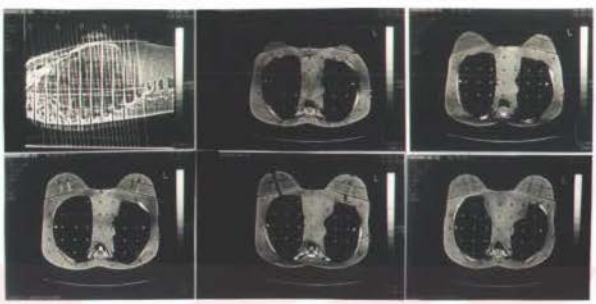
formülünden l uzunluğu ve h yüksekliği ölçülerek bulundu.



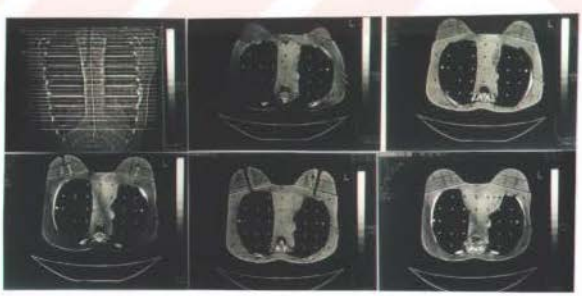
Randofantom için bu açı 6° olarak belirlendi.

5-2) Randofantom için 2 nolu baş pimine karşılık gelen 6° açı ve 0° açıda "toraks" bölgesinin Bilgisayarlı tomografisi çekildi.(Resim-9,10)

Fantomun anatomik yapısına uyan bir hastanın, eğik düzlemsiz "thorax" bilgisayarlı tomografisi çekildi. AP "scanogram" alındı.Hastanın, ışın alanının üst kenarından aort kökü görülünceye kadar olan bölgenin 1cm ile 3cm değişen aralıklarda, aort kökünden alan alt kenarına kadar olan bölgenin ise 1cm aralıklarla kesitleri alındı. Işının merkezi



Resim-9. Eğik düzlemin 6° açısına karşılık gelen pozisyonunda Rando fantomun BT kesitleri.(Baş pimi:2)



Resim-10. Eğik düzlemin 0° açısına karşılık gelen pozisyonunda Rando fantomun BT kesitleri.(Baş pimi:0)

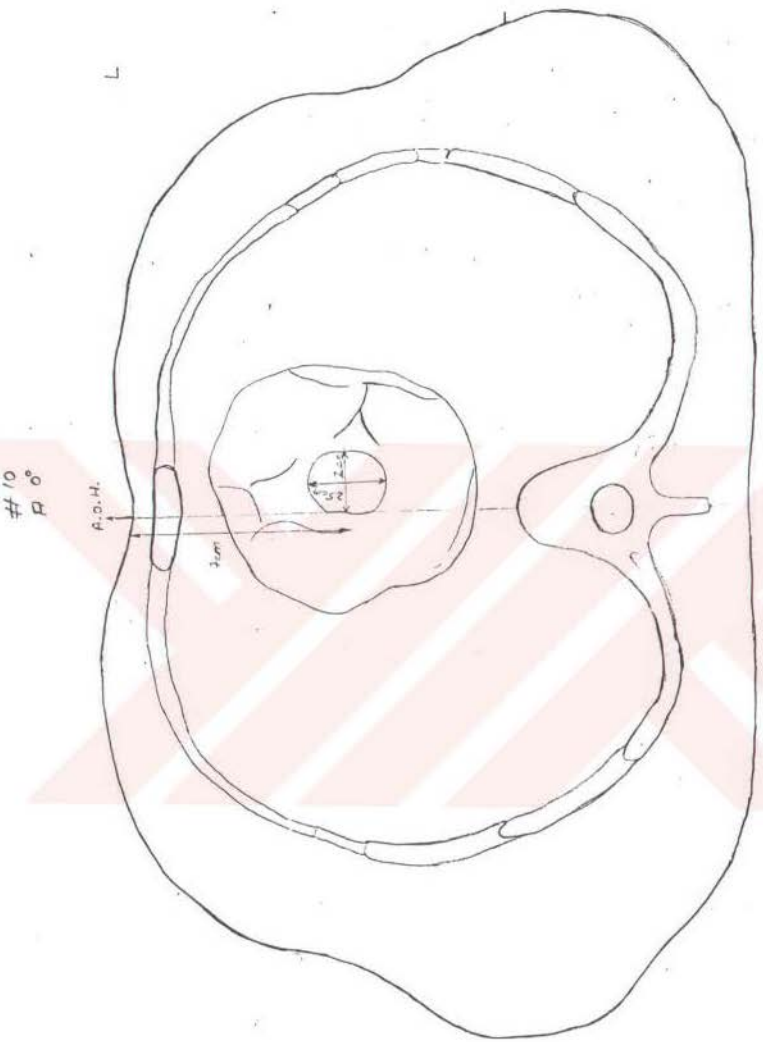
ekseninden geçecek bir kesit de alındı. Rando fantomun da benzer şekilde tomografi kesitleri alındı(6,12)

Aort kökünün ve interventriküler sulkusun apekste oluşturduğu çentiğin yeri, Rando fantom üzerinde kalbe uyan bölgeyi belirlemede referans noktaları olarak kullanıldı. Bu nedenle hastada tomografi kesitleri,aort kökü ve interventriküler sulkusun apekste oluşturduğu çentiğin yeri işaretlenecek şekilde alındı.

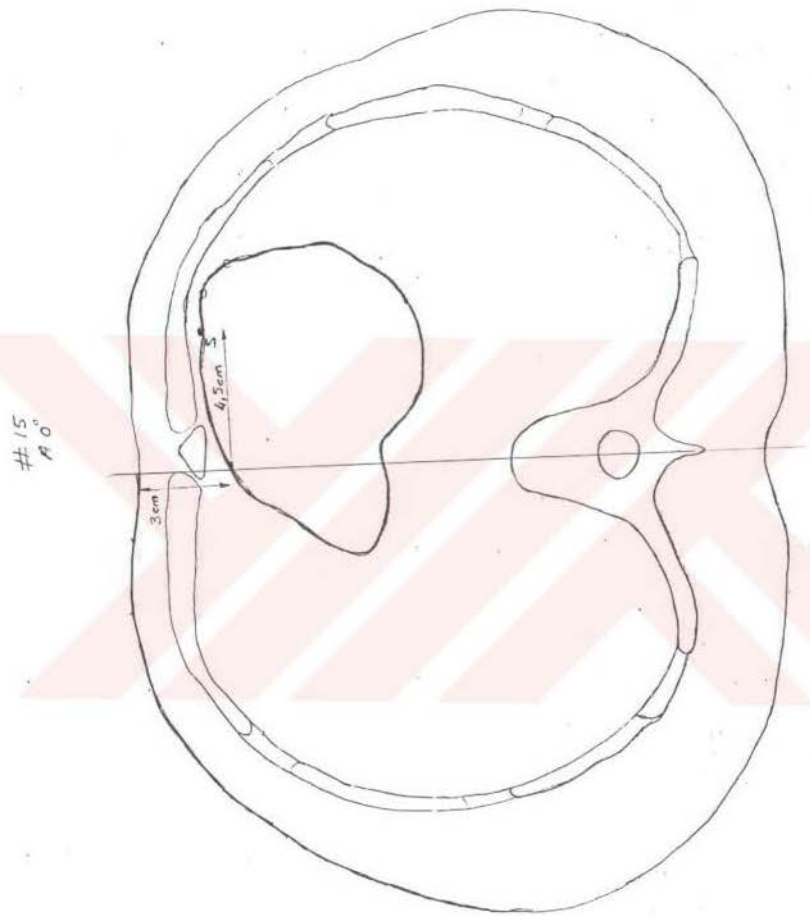
Hastanın BT filmlerinden aort kökünün ve sulkusa ait çentiğin işaretlendiği kesitler 1÷1 oranında büyütülerek kağıda aktarıldı(Şekil-7,8). Hastanın ve fantomun BT filmleri ve 1÷1 oranında büyütülen kesitler karşılaştırılarak elde edilen veriler aşağıda anlatıldığı şekilde fantoma aktarıldı. Bu aşamada Roche firmasının ürünü olan bir kalp maketinden de yararlanıldı.

Hastada aort kökünün bulunduğu kesit,7. Torakal vertebra hizasına gelmekte idi. Aort kökünün konumu, ciltteki anatomik orta hattan 7cm derinlikte ve orta hattın 1cm solunda, yaklaşık 2-2.5cm çapında bir daire şeklinde belirlendi. Aort kökünün yeri Rando fantomda hastanın bu kesitine uyan 16. diliminin üzerine çizildi.

İnterventriküler sulkusa ait çentik,aort kökünün işaretlendiği kesitten 5cm aşağıda, ciltteki anatomik orta hattan 2.5cm derinlikte ve orta hattın 4.3cm solunda olduğu belirlenerek fantomun 18. diliminin üzerine işaretlendi.



Sekil-7. Hastada aort kökünün görüldüğü kesit.



Şekil-8. Hastada interventriküler sulkus çentiğinin(S) görüldüğü kesit. Bir önceki kesitten yaklaşık 7cm aşağıdan geçen kesit.

Ön inen arterin kalp üzerinde ilk göründüğü yer, fantomda 17. dilim üzerinde ciltte anatomik orta hattan 5.5cm derinlikte ve orta hattın 2.2cm solunda işaretlendi. Ön inen arterin trajesi bu nokta ile apeksteki sulkusa ait çentiği birleştiren çizgi idi. Ön inen arterin ortasına uyan noktası bu traje üzerinde ciltte anatomik orta hattan 4cm derinlikte ve orta hattın 3.5cm solunda işaretlendi.

Optus marjinal arterin kalbin sol kenarına uyan bir noktası ciltte anatomik orta hattın 7cm solunda ve 4cm derinlikte olacak şekilde fantomun 18. diliminin üzerine işaretlendi. Optus marjinal arterin devamı olan diğer bir nokta ciltte anatomik orta hattın 6cm solunda ve 3cm derinlikte fantomun aynı diliminin üzerine işaretlendi.

5-3)Tomografi filmlerinden kesitler digitizer yardımıyla tedavi planlama bilgisayarına girildi.

Öncelikle ışının merkezi ekseninden geçen kesitin offset numarası 0 alınarak girilecek diğer kesitlerin bu kesitten uzaklıkları bulundu. Daha sonra kesitler alan üst kenarından başlayıp alan alt kenarına kadar aşağıda verilen sırada girildi.

Bilgisayar Kesit #	BT Kesit #	Off-set	Açıklama
1	3	9.9 cm	12. dilim ortası (alan üst kenarı)
2	5	7.4 cm	13. dilim ortası
3	8	4.4 cm	
4	11	1.4 cm	15. dilim altı (D ve E noktaları)
5	12	0.0 cm	16.dilim ortası (ışının merkezi ekseni,A,B,C noktaları)
6	13	-1.4 cm	16. dilim altı (F noktası)
7	14	-2.4 cm	17. dilim ortası (G noktası)
8	16	-4.4 cm	18. dilim üstü (H,I,J noktaları)
9	19	-7.4 cm	
10	22	-10.4cm	24. dilim ortası (alan alt kenarı)

Eğik düzlemsiz yani 0° açıda çekilen kesitler ise aşağıda görüldüğü gibi girildi.

Bilgisayar Kesit #	BT Kesit #	Off-set	Açıklama
1	5	9.6 cm	12. dilim ortası (alan üst kenarı)
2	7	7.0 cm	13. dilim ortası
3	9	5.0 cm	
4	11	3.0 cm	
5	13	1.0 cm	15.dilim ortası (D,E noktaları)
6	14	0.0 cm	16. dilim ortası

			(A,B.C noktaları)
7	15	-1.5 cm	16. dilim altı (F noktası)
8	16	-2.5 cm	17. dilim ortası (G noktası)
9	18	-4.5 cm	(H,I,J noktaları)
10	21	-7.5 cm	24. dilim ortası (alan alt kenarı)
11	24	-10.5 cm	

A —> Toraks çeperi referans noktasının yerine seçilen nokta.

B —> MI noktası yerine seçilen nokta.

C —> Ak noktası yerine seçilen nokta.

D —> Sol koroner damarın aorttan çıkış noktası.

E —> Sağ koroner damarın aorttan çıkış noktası.

F —> Ön inen arterin perikartta ilk göründüğü yer.

G —> Ön inen arterin F noktasından yaklaşık 2cm ileride 17. dilim yüzeyinden yaklaşık 1.5cm derinlikteki noktası.

H —> İnterventriküler sulkus çentiği için nokta.

I —> Obtus marjinal arter için nokta.

J —> Obtus marjinal arterin inen dalı için nokta.

Kesitleri girerken içyapıların yoğunlukları akciğer için 0.3 gr/cm^3, kemik için ise 1.2 gr/cm^3 olarak alındı(11).

İnhomojenite düzeltmesi, dSAR yöntemini kullanan tedavi planlama sisteminde yapılmıştır.

Daha sonra eğik düzlemli ve eğik düzlemsiz durumlarda bütün alanlar Wedge'li olarak;

a) Medial alan kenarı anatomik orta hatta, MI ışınlaması yok, alignment açısı varken, 10w(cm)X21(cm),

b) Medial alan kenarı anatomik orta hatta, MI ışınlaması var, alignment açısı yokken, 10w(cm)X21(cm),

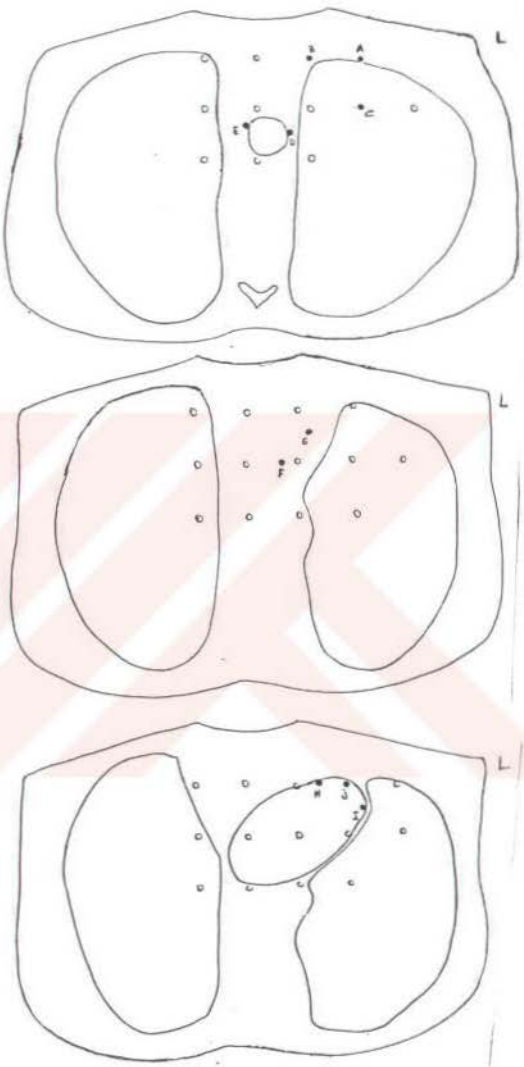
c) Medial alan kenarı anatomik orta hattı 1cm sağa geçtiğinde MI ışınlaması var, alignment açısı yokken, 10w(cm)X21 (cm) ışınlama tekniklerinde tedavi planlaması yapıldı.

5-4) TLD çubukları fantomun ilgili dilimlerine Şekil-9 a,b,c'de görülen noktalara 3'lü gruplar şeklinde yerleştirilrildi. TLD ile nokta dozimetrisi yapıldı(15).

A) Rando fantomun 16. diliminin kesiti.

B) Rando fantomun 17. diliminin kesiti.

C) Rando fantomun 18. dilimin kesiti



Şekil-9- TLD çubuklarının yerleştirildiği kesit ve noktalar.

6- BULGULAR

6-1. Eğik Düzlem açısı 6°.

Eğik düzlem 6°açılı, Mİ ışınlaması yok, Medial Alan kenarı(M.A.K.) Anatomik Orta Hatta (A.O.H.), Alignment açısı varken elde edilen izodoz eğrileri Şekil-10a,10b,10c,10d,10e-'de görülmektedir.

Referans noktasından geçen %145'lik izodoz hattına 200 cGy verileceği planlanarak izodozdan ve TLD ölçümlerinden elde edilen sonuçlar Tablo-1'de gösterilmiştir.(Resim-11)

Tablo-1. TLD ve izodozdan elde edilen sonuçlar

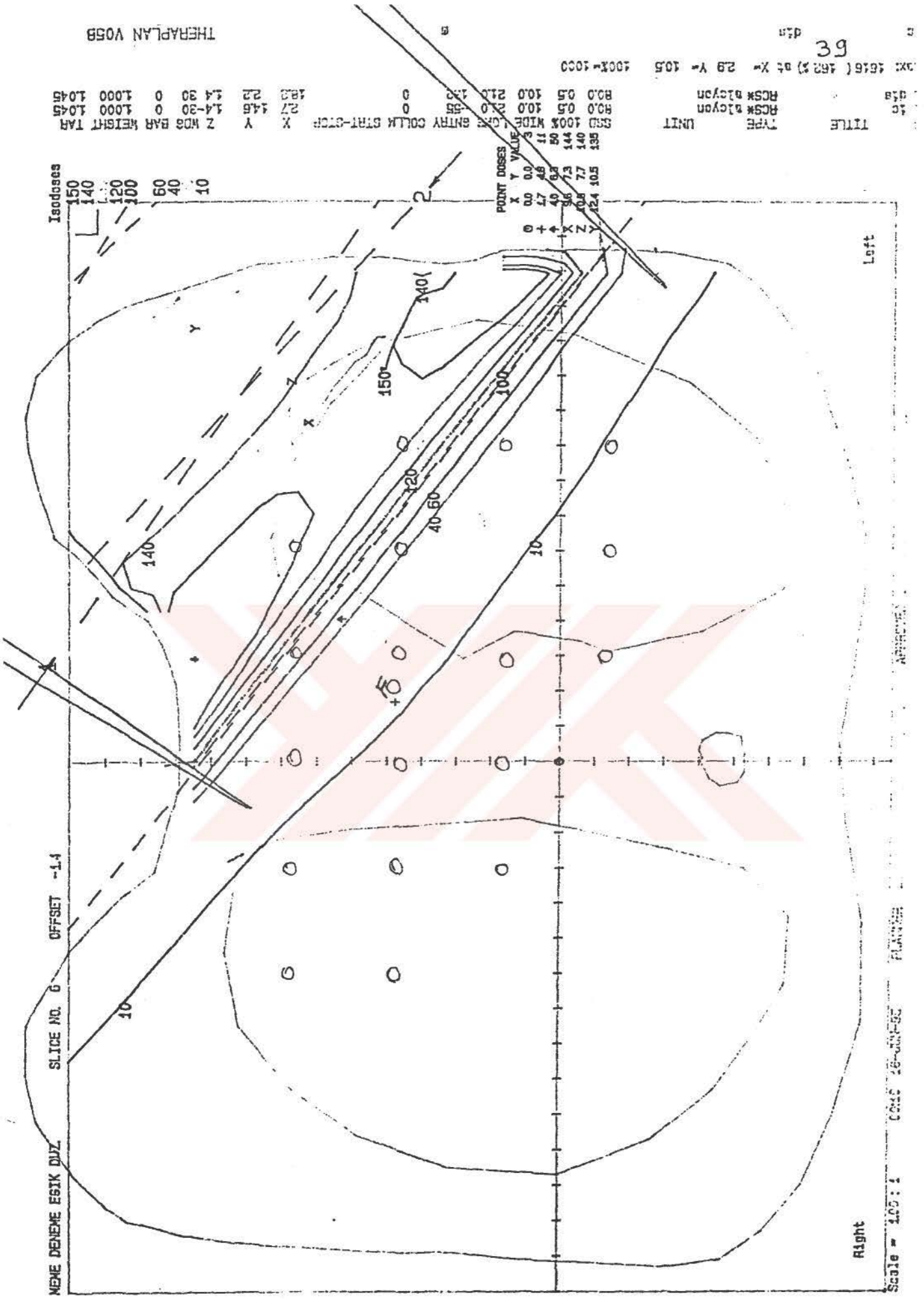
	TLD (cGy)	İzodozdan (cGy)	%DD	%Fark*
Referans nokta.(A)	208	203	147	2.5
Mİ noktası (B)	89	101	74	11.9
Akc noktası (C)	50	66	47	24.2
Sol Kor.Arter (D)	9	10	7	10
Sağ Kor.Arter (E)	8	7	5	14.3
Ön inen Arter (F)	11	17	12	35.3
Ön İnen A.Deva.(G)	58	68	49	14.7
İntervent.Sul. (H)	170	178	129	4.5
Obtus Marj.Art.(I)	188	191	138	1.5
Obt.Marj.A.Dev.(J)	202	203	147	0.5
Gerçek Mİ	-	102	74	-
Gerçek Ak	-	119	86	-
Gerçek Ref.nokta.	-	200	145	-

* %Fark=1-(TLD değeri/İzodoz değeri)

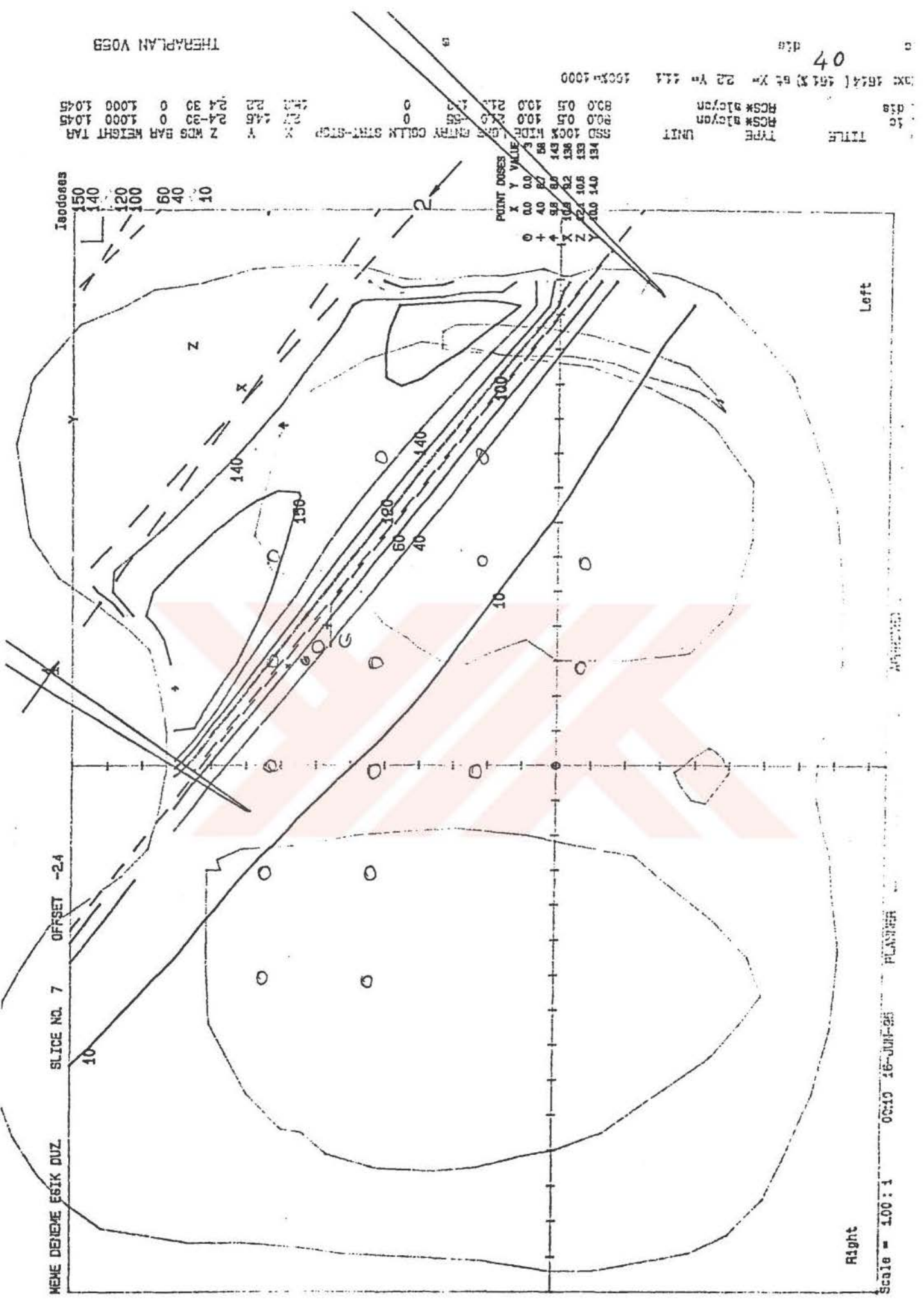
Resim-11. Rando fantomun setup ve ışınlanması.

Şekil-10a. E ve D noktalarının bulunduğu kesit.

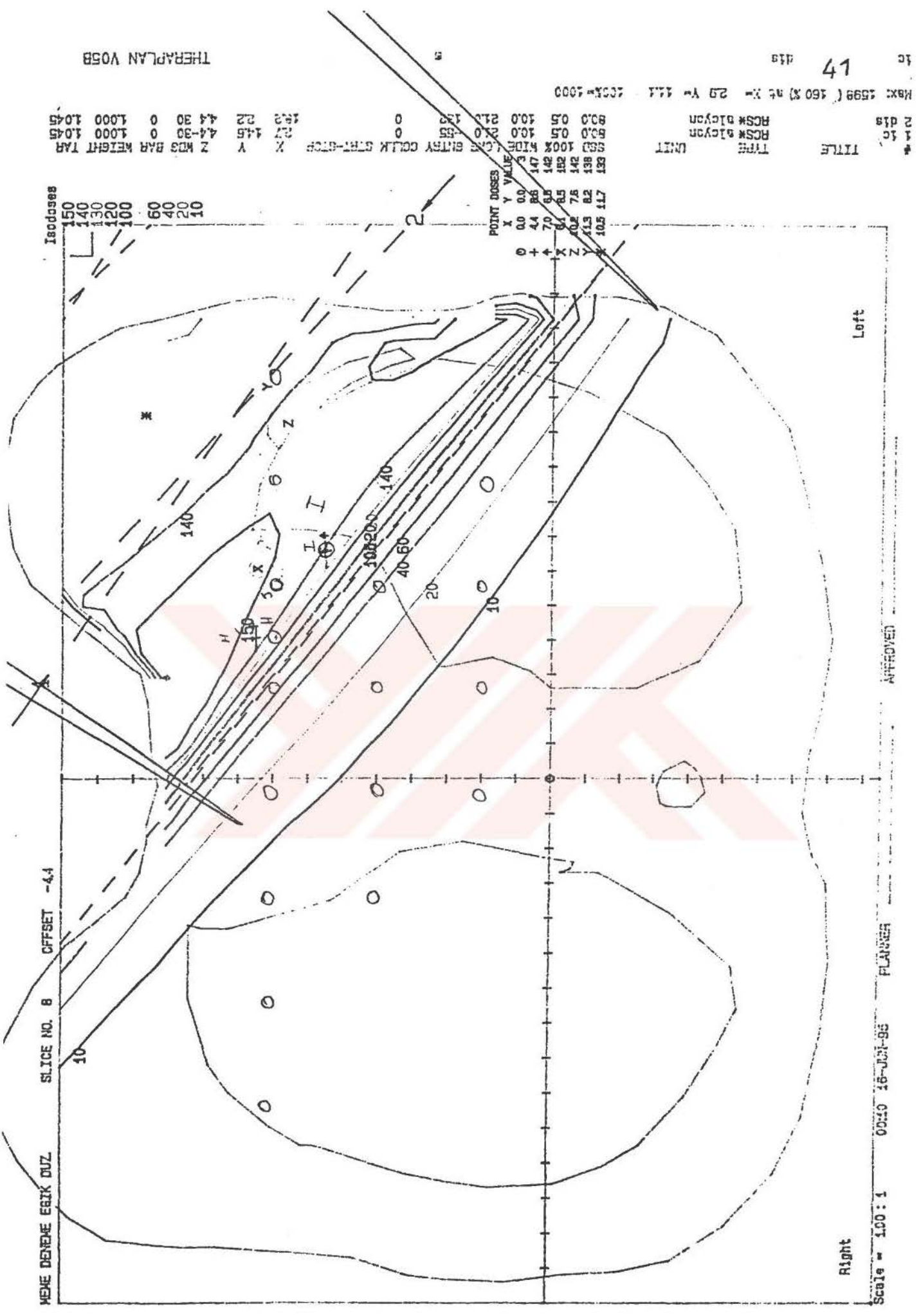
Şekil-10b. A,B ve C noktalarının bulunduğu kesit



Şekil-10c. F noktasının bulunduğu kesit.



Şekil-10d. G noktasının bulunduğu kesit.



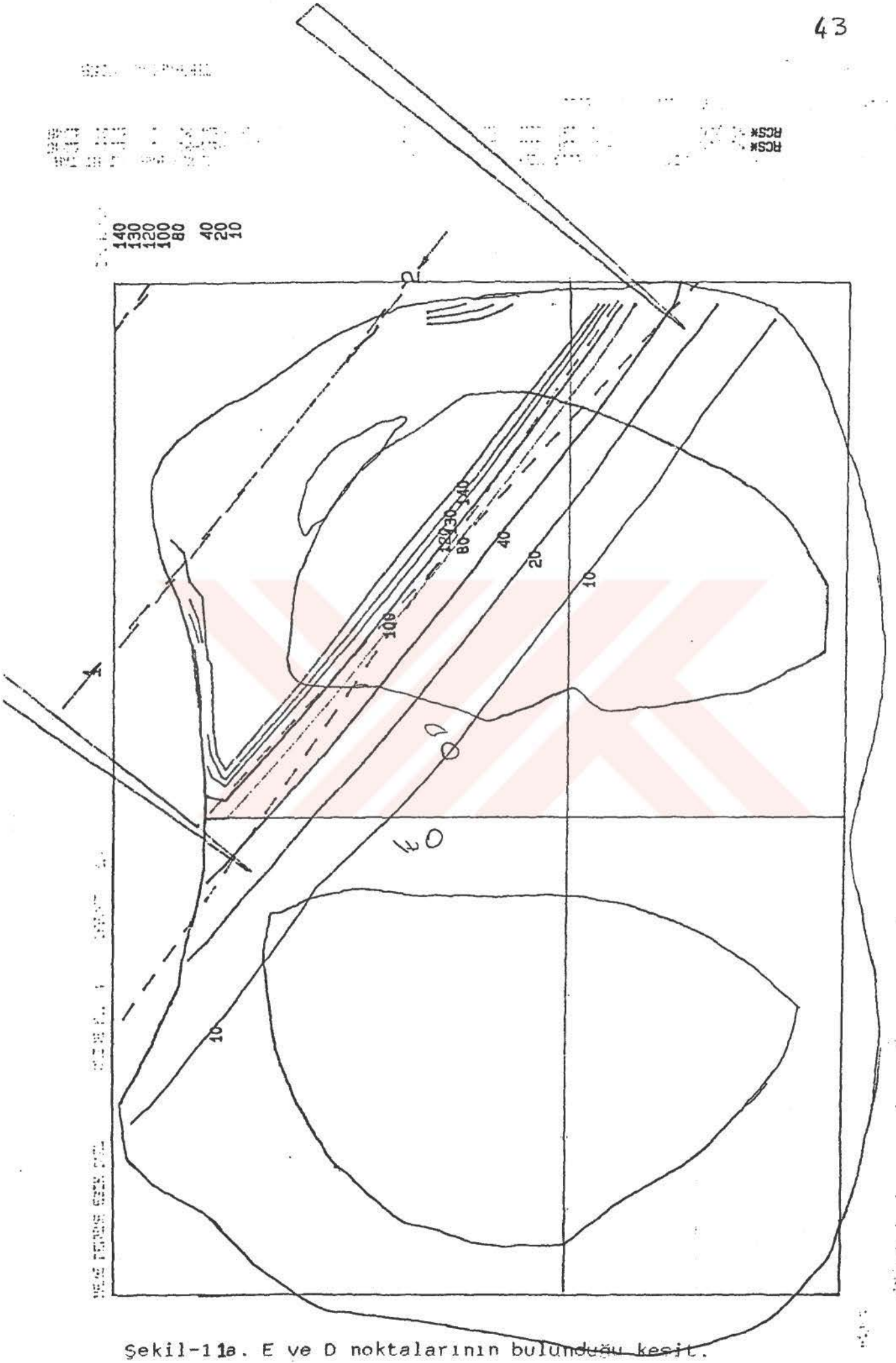
Şekil-10e. H,I ve J noktalarının bulunduğu kesit.

Eğik düzlem 6°açılı, MÎ ışınlaması var, Medial Alan kenarı(M.A.K.) Anatomik Orta Hatta (A.O.H.), Alignment açısı yokken elde edilen izodoz eğrileri Şekil-11a,11b,11c,11d,11e-'de görülmektedir.

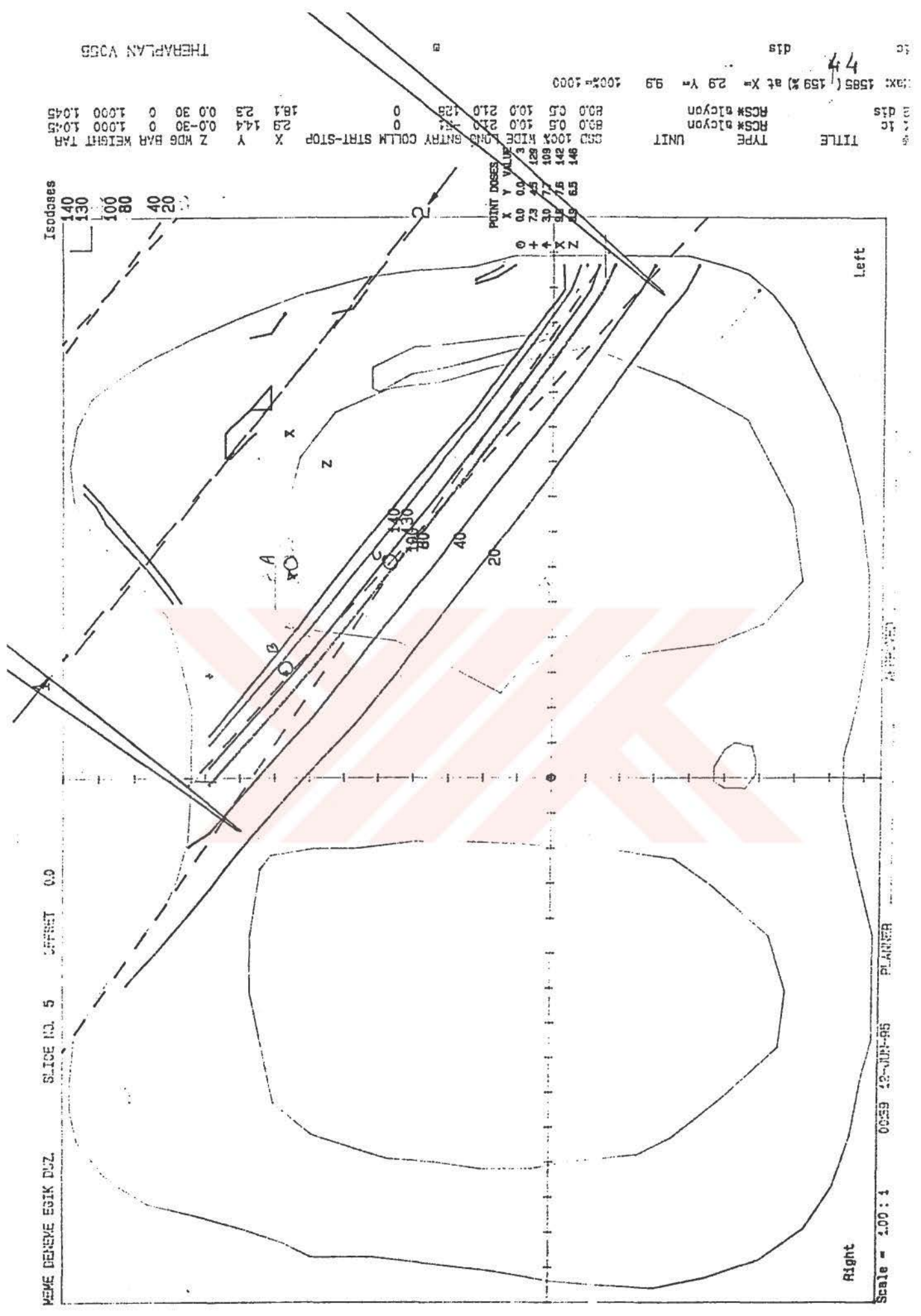
Referans noktasından geçen %146'lık izodoz hattına 200 cGy verileceği planlanarak izodozdan ve TLD ölçümlerinden elde edilen sonuçlar Tablo-2'de gösterilmiştir.

Tablo-2. TLD ve izodozdan elde edilen sonuçlar

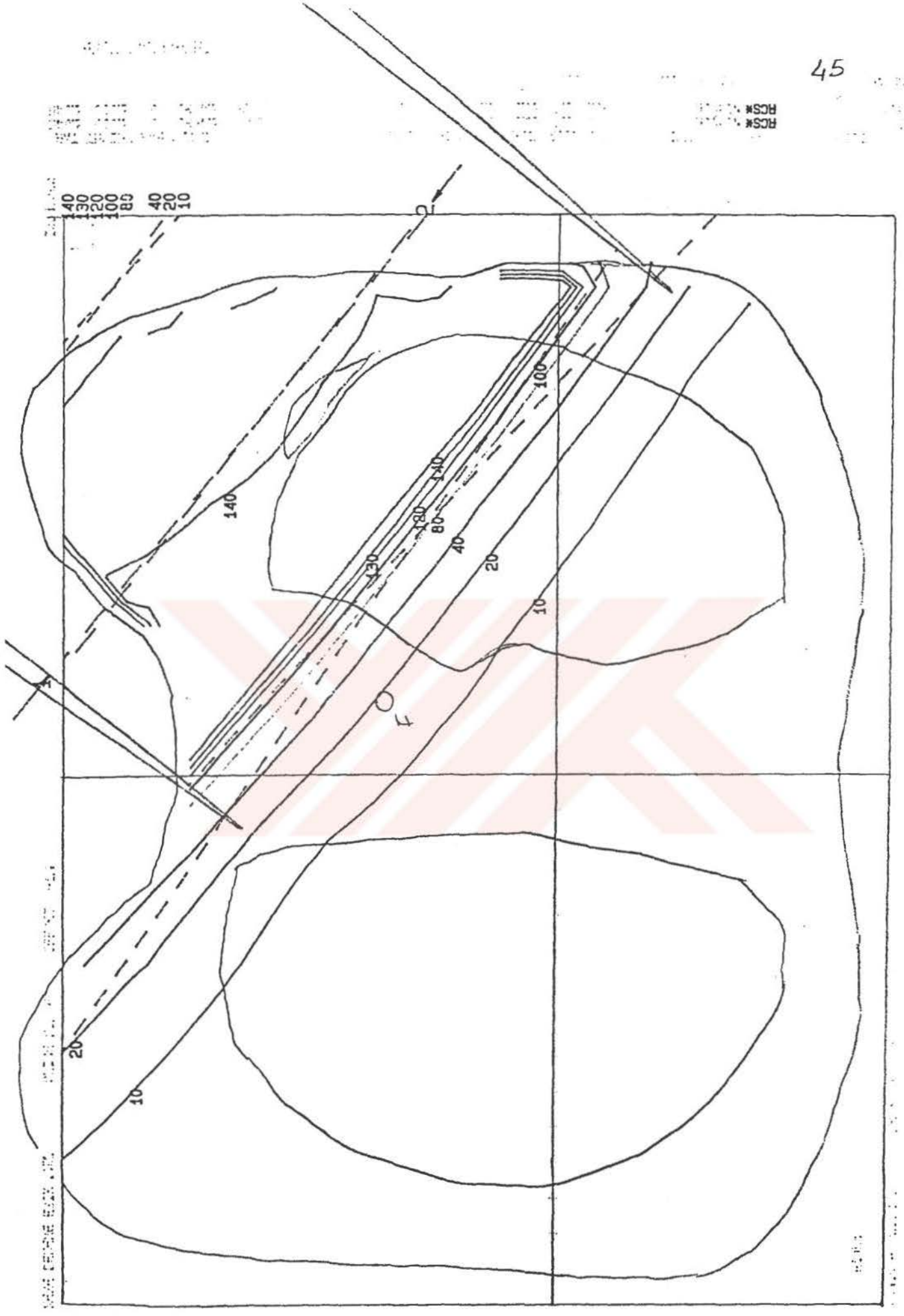
	TLD (cGy)	İzodozdan (cGy)	%DD	%Fark
Referans nokta.(A)	211	206	150	2.4
MÎ noktası (B)	156	158	115	1.3
Akc. noktası (C)	111	123	90	9.8
Sol Kor.Arter (D)	11	13	10	15.4
Sağ Kor.Arter (E)	9	10	7	10
Ön inen Arter (F)	19	24	18	20.8
Ön İnen A.Deva.(G)	110	116	84	5.2
İntervent.Sul. (H)	194	200	146	3
Obtus Marj.Art.(I)	203	200	146	1.5
Obt.Marj.A.Dev.(J)	214	207	151	3.4
Gerçek MÎ	-	151	110	-
Gerçek Ak	-	177	129	-
Gerçek Ref.nokta.	-	200	146	-



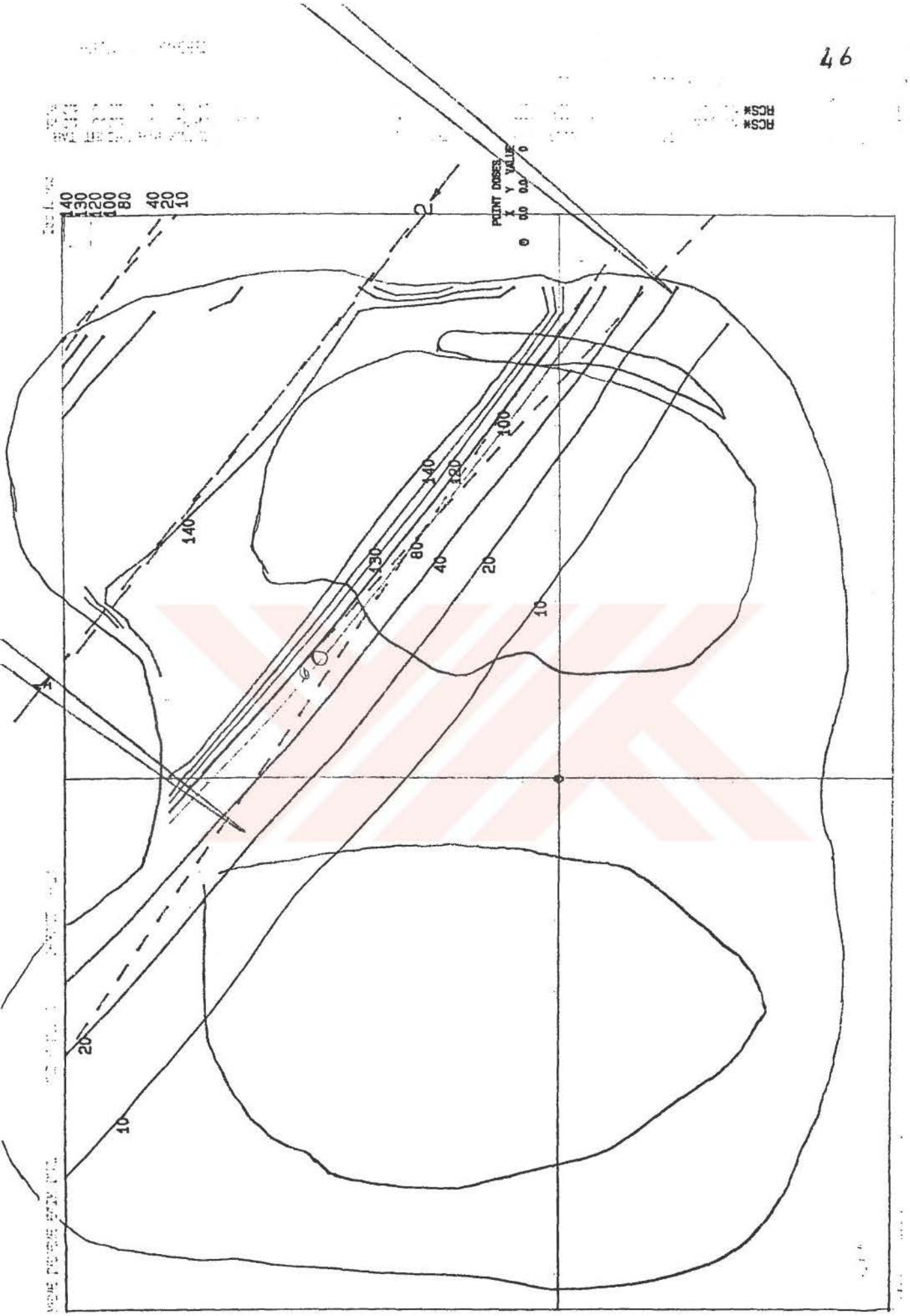
Şekil-11a. E ve D noktalarının bulunduğu kesit.



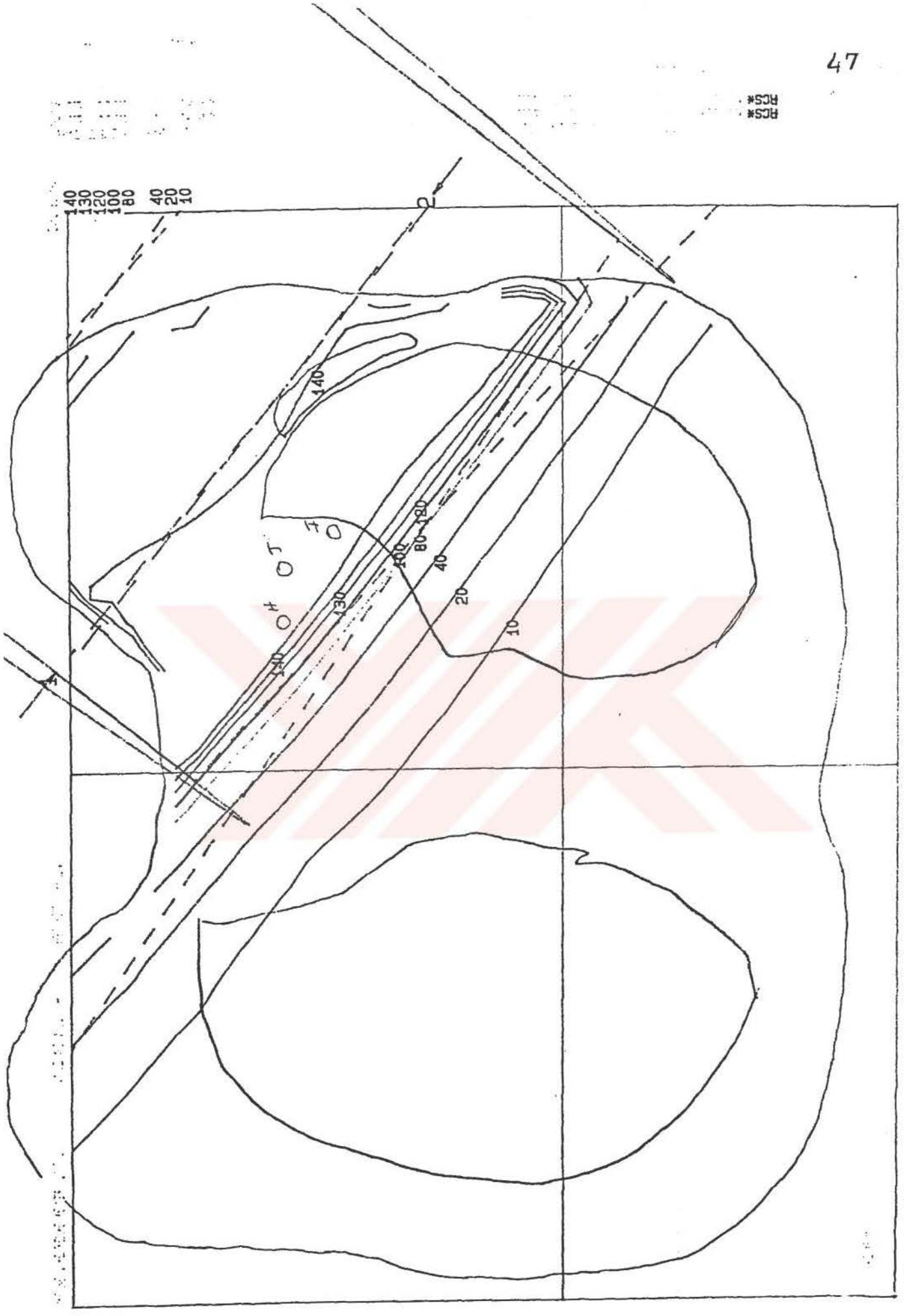
Şekil-11b. A,B ve C noktalarının bulunduğu kesit



Şekil-11c. F noktasının bulunduğu kesit.



Şekil-11d. G noktasının bulunduğu kesit.



Şekil-11e. H,I ve J noktalarının bulunduğu kesit.

Eğik düzlem 6° açılı, MI ışınlaması var, Medial Alan kenarı(M.A.K.) Anatomik Orta Hattı (A.O.H.) 1cm sağa geçtiğinde, Alignment açısı yokken elde edilen izodoz eğrileri Şekil-12a-12b,12c,12d,12e'de görülmektedir.

Referans noktasından geçen %144'lük izodoz hattına 200 cGy verileceği planlanarak izodozdan ve TLD ölçümlerinden elde edilen sonuçlar Tablo-3'de gösterilmiştir.

Tablo-3. TLD ve izodozdan elde edilen sonuçlar

	TLD (cGy)	İzodozdan (cGy)	%DD	%Fark
Referans nokta.(A)	204	204	148	0
MI noktası (B)	189	193	139	2
Akc. noktası (C)	139	153	111	9.2
Sol Kor.Arter (D)	13	16	11	18.8
Sağ Kor.Arter (E)	10	11	8	9.1
Ön inen Arter (F)	28	32	24	12.5
Ön İnen A.Deva.(G)	100	136	97	26.5
İntervent.Sul. (H)	197	203	146	3.5
Obtus Marj.Art.(I)	194	201	145	3.5
Obt.Marj.A.Dev.(J)	209	207	148	1
Gerçek MI	-	192	138	-
Gerçek Ak	-	172	124	-
Gerçek Ref.nokta.	-	200	144	-

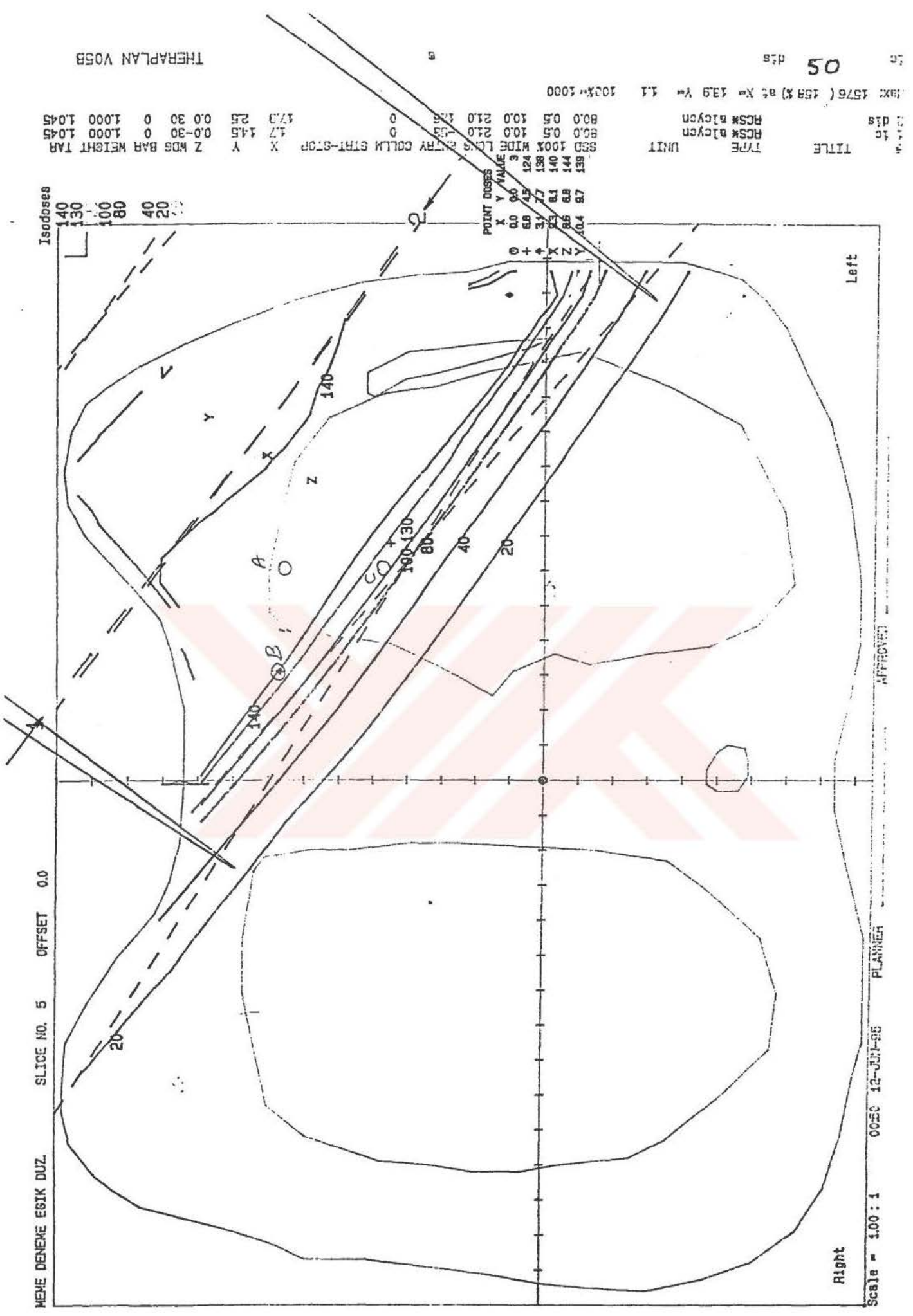
Şekil-12a. E ve D noktalarının bulunduğu kesit.

	TITLE	TYPE	UNIT	SSD	100%	WIDE	LONG	GNTRY	COLLM	STRT-STOP	X	Y	Z	WDG	BAR	WEIGHT	TAR
ic		RCS*	alcyon	80.0	0.5	10.0	21.0	-53	0		1.7	14.5	-1.4	-30	0	1.000	1.045
dis		RCS*	alcyon	80.0	0.5	10.0	21.0	126	0		17.9	2.5	-1.4	30	0	1.000	1.045

ax: 1582 (158 %) at X= 13.9 Y= 1.1 100%= 1000

c 67 dis

THERAPLAN V05B



Şekil-12b. A,B ve C noktalarının bulunduğu kesit

Şekil-12c. F noktasının bulunduğu kesit.

Şekil-12d. G noktasının bulunduğu kesit.

#	TITLE	TYPE	UNIT	SSD	100%	WIDE	LONG	GNTRY	COLLM	START-STOP	X	Y	Z	WDG	BAR	WEIGHT	TAR
1	ic	RCS*	alcyon	80.0	0.5	10.0	21.0	-53	0		1.7	14.5	24	30	0	1.000	1.045
2	dis	RCS*	alcyon	80.0	0.5	10.0	21.0	126	0		17.9	2.5	24	30	0	1.000	1.045

Max: 1599 (160 %) at X= 0.8 Y= 10.5 100%= 1000

Şekil-12e. H,I ve J noktalarının bulunduğu kesit.

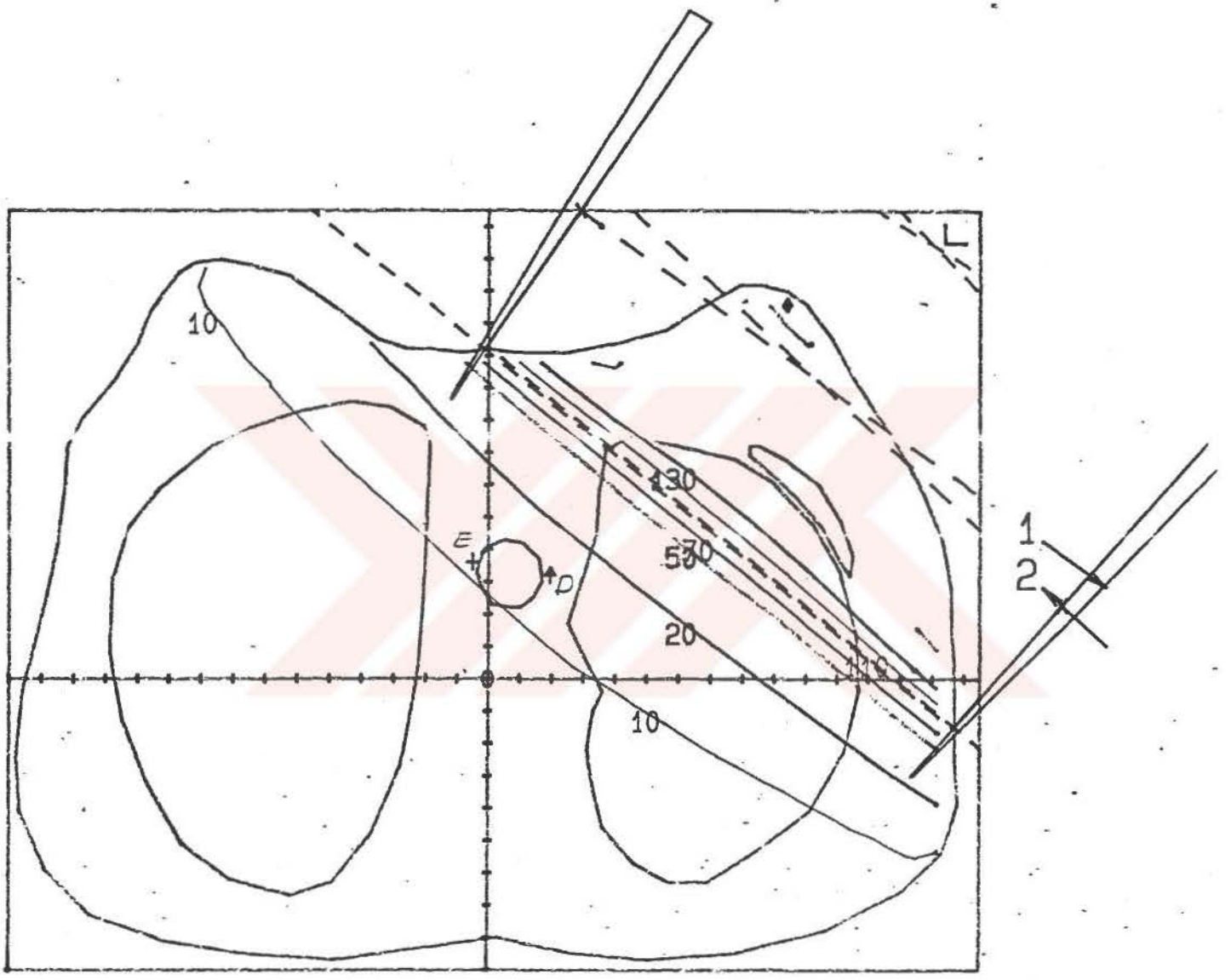
6-2. Eğik düzlem açısı 0°.

Eğik düzlem 0°açılı, Mİ ışınlaması yok, Medial Alan kenarı(M.A.K.) Anatomik Orta Hatta (A.O.H.), Alignment açısı varken elde edilen izodoz eğrileri Şekil-13a,13b,13c,13d,13e-'de görülmektedir.

Referans noktasından geçen %147'lik izodoz hattına 200 cGy verileceği planlanarak izodozdan ve TLD ölçümlerinden elde edilen sonuçlar Tablo-4'de gösterilmiştir.

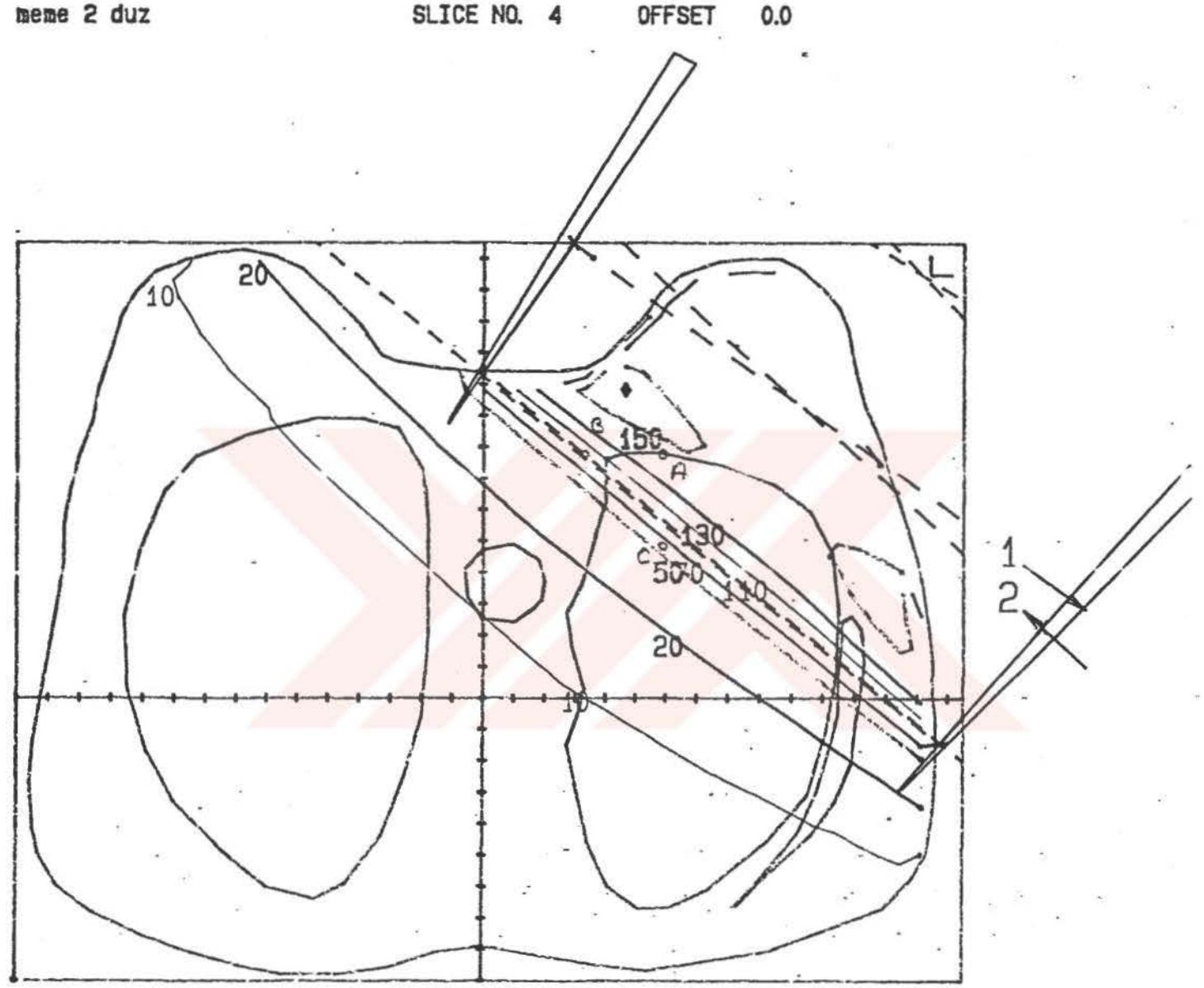
Tablo-4. TLD ve izodozdan elde edilen sonuçlar

	TLD (cGy)	İzodozdan (cGy)	%DD	%Fark
Referans nokta.(A)	202	200	147	1
Mİ noktası (B)	113	127	93	11
Akc noktası (C)	80	83	65	3.6
Sol Kor.Arter (D)	12	20	15	40
Sağ Kor.Arter (E)	9	14	11	35.7
Ön inen Arter (F)	21	26	19	19.2
Ön İnen A.Deva.(G)	42	49	36	3
İntervent.Sul. (H)	143	153	113	6.5
Obtus Marj.Art.(I)	159	171	126	7
Obt.Marj.A.Dev.(J)	182	190	140	4.2
Gerçek Mİ	-	104	77	-
Gerçek Ak	-	122	90	-
Gerçek Ref.nokta.	-	200	147	-

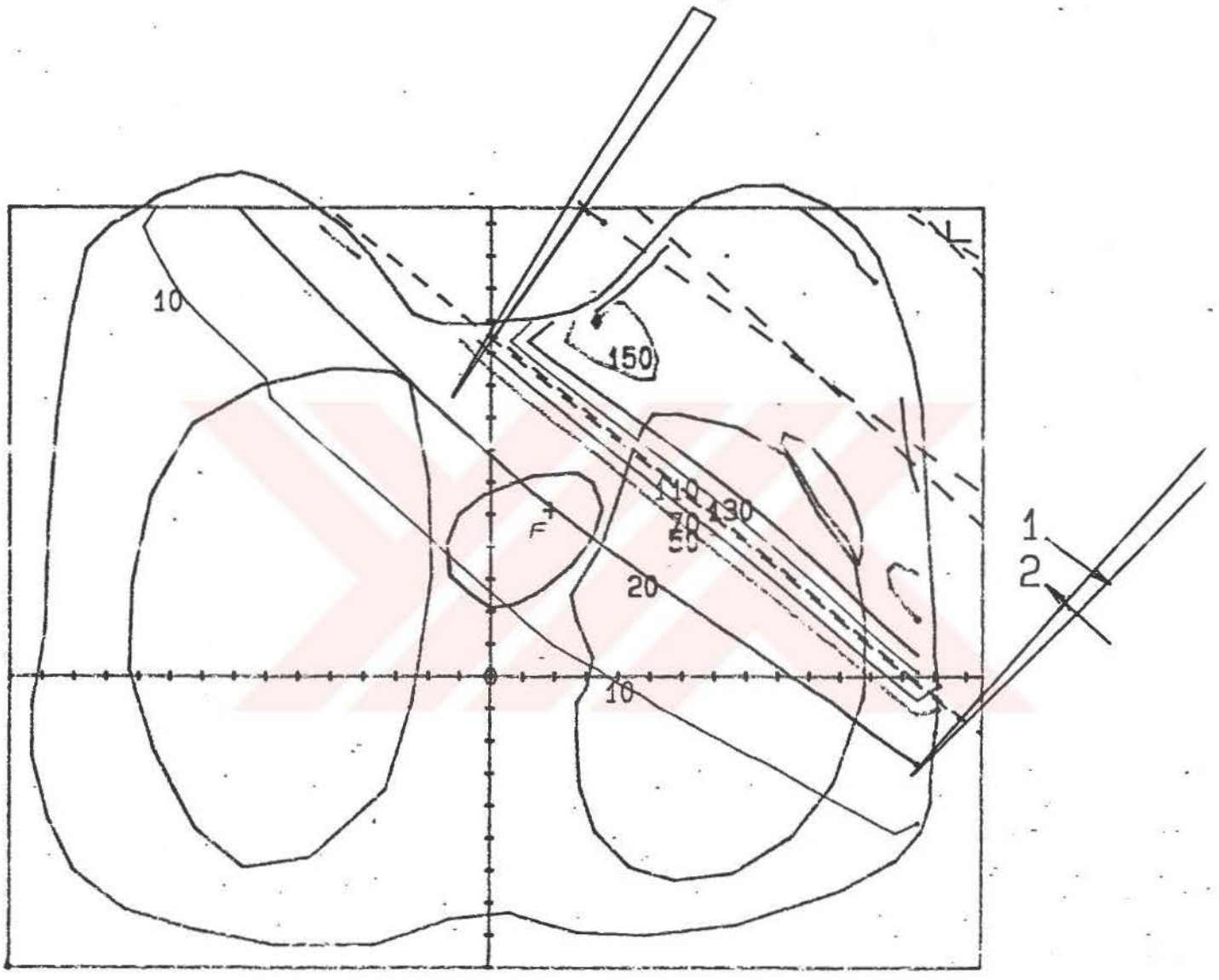


Şekil-13a. E ve D noktalarının bulunduğu kesit.

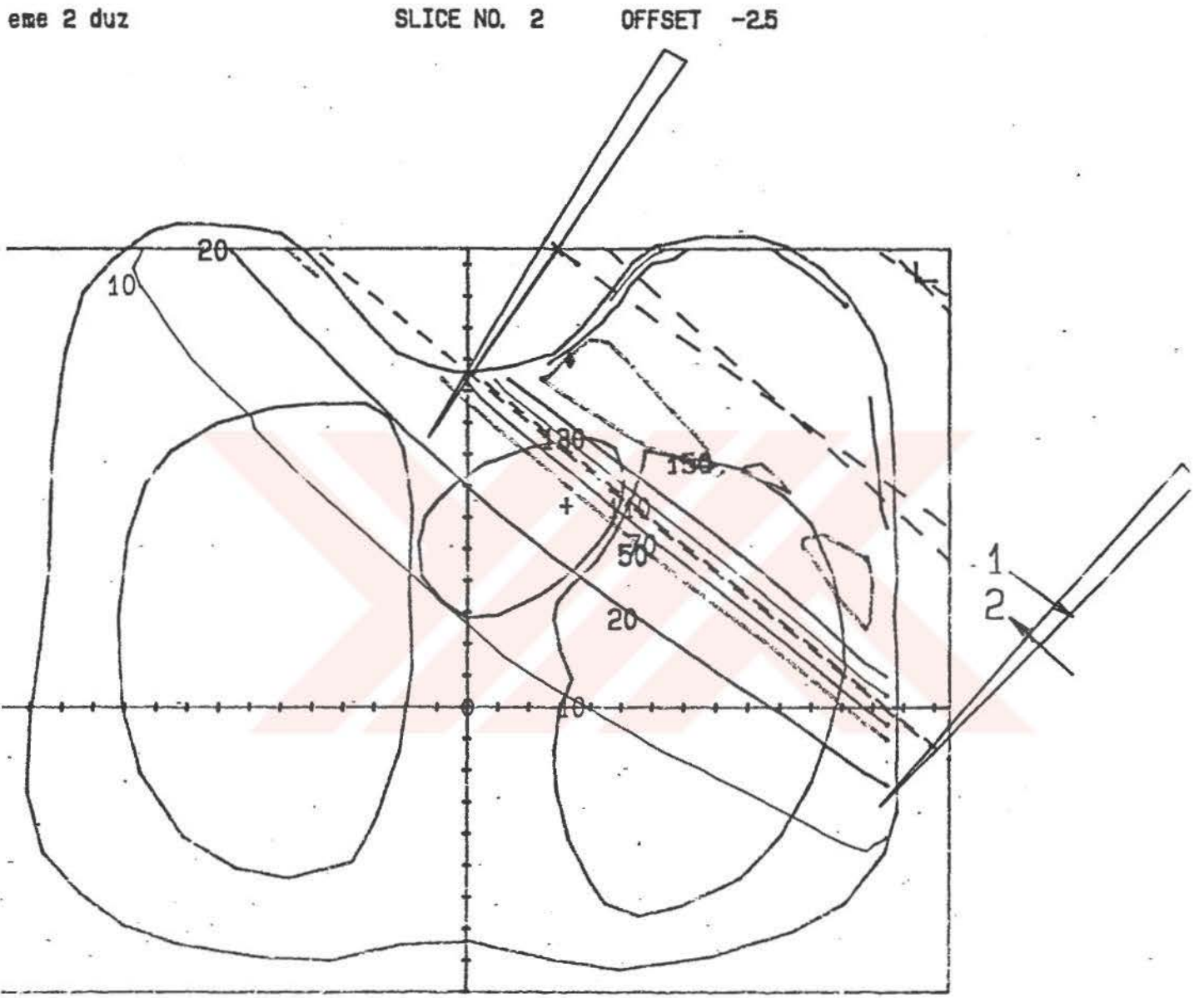
Right
Left
Scale = 0.50 : 1
01:51 09-SEP-95
PLANNER
APPRO



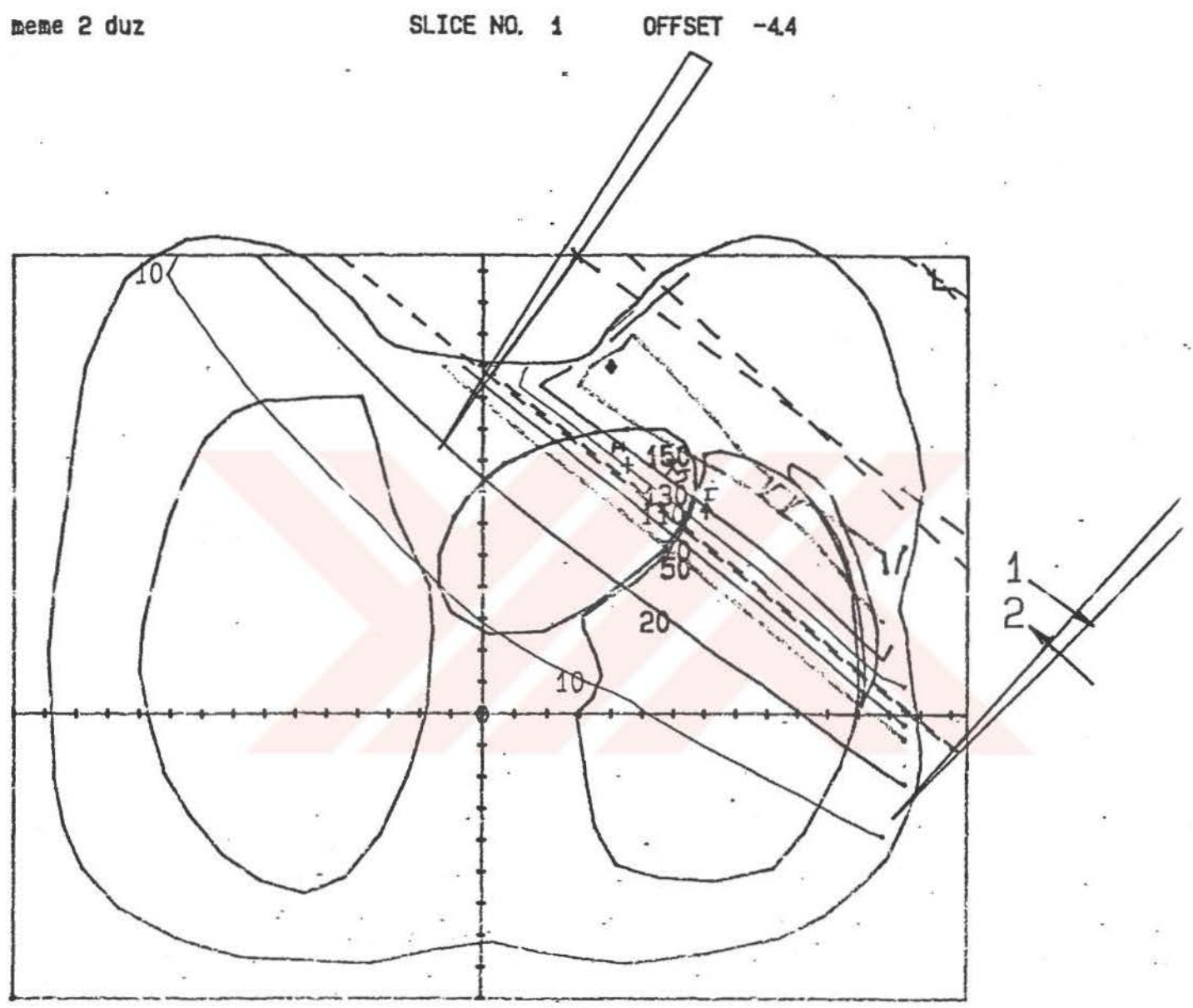
Şekil-13b. A,B ve C noktalarının bulunduğu kesit



Şekil-13c. F noktasının bulunduğu kesit.



Şekil-13d. G noktasının bulunduğu kesit.



Şekil-13e. H,I ve J noktalarının bulunduğu kesit.

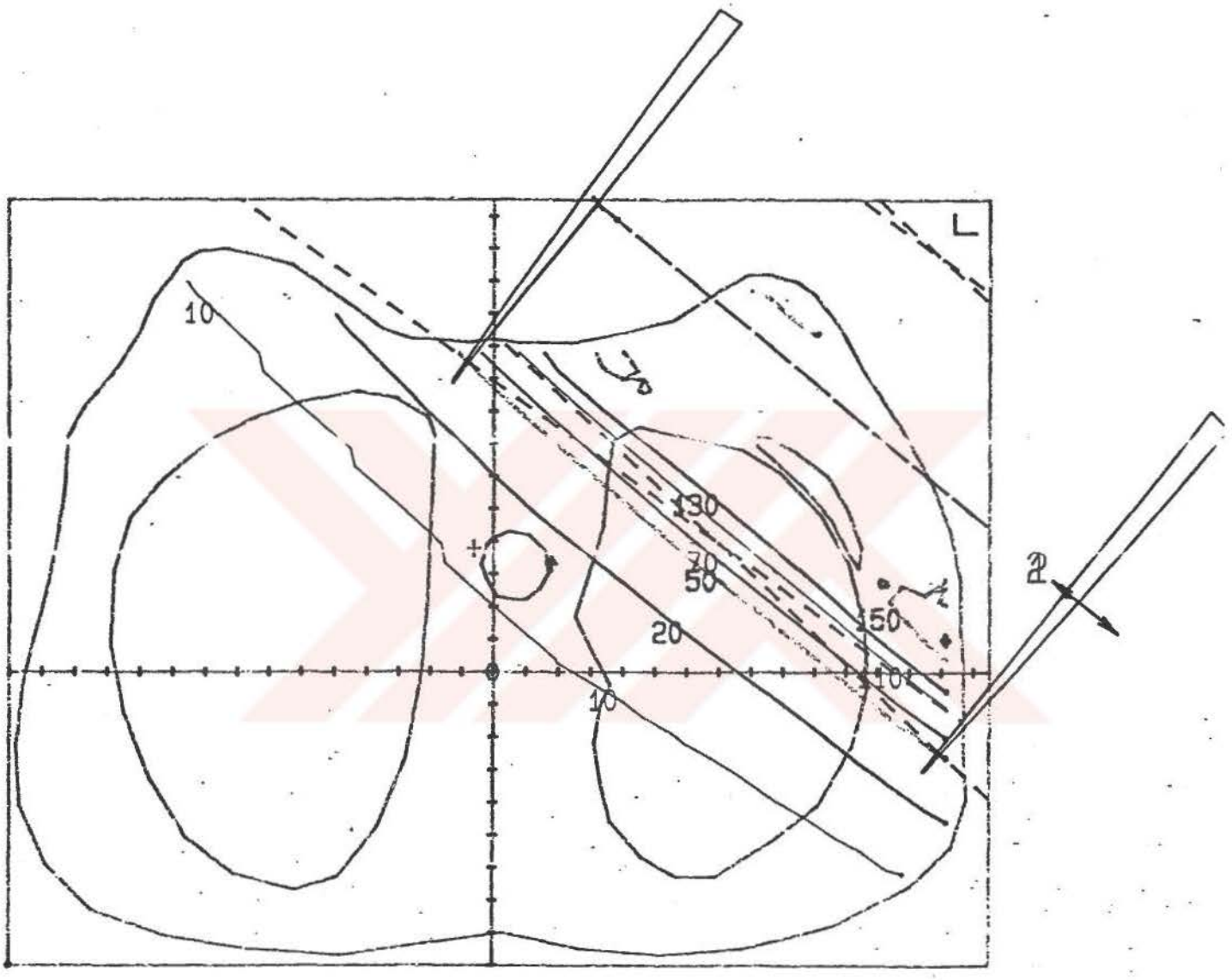
Eğik düzlem 0°açılı, MI ışınlaması var, Medial Alan kenarı(M.A.K.) Anatomik Orta Hatta (A.O.H.), Alignment açısı yokken elde edilen izodoz eğrileri Şekil-14a,14b,14c,14d,14e-'de görülmektedir.

Referans noktasından geçen %149'luk izodoz hattına 200 cGy verileceği planlanarak izodozdan ve TLD ölçümlerinden elde edilen sonuçlar Tablo-5'da gösterilmiştir.

Tablo-5. TLD ve izodozdan elde edilen sonuçlar

	TLD (cGy)	İzodozdan (cGy)	%DD	%Fark
Referans nokta.(A)	199	202	151	1.5
MI noktası (B)	133	148	110	10.1
Akc noktası (C)	106	117	87	9.4
Sol Kor.Arter (D)	19	21	16	9.5
Sağ Kor.Arter (E)	13	18	13	27.8
Ön inen Arter (F)	24	30	22	20
Ön İnen A.Deva.(G)	73	79	59	7.6
İntervent.Sul. (H)	156	166	123	6
Obtus Marj.Art.(I)	181	184	137	1.6
Obt.Marj.A.Dev.(J)	201	198	147	1.5
Gerçek MI	-	129	96	-
Gerçek Ak	-	156	116	-
Gerçek Ref.nokta.	-	200	149	-

meme 2 duz SLICE NO. 5 OFFSET 1.0

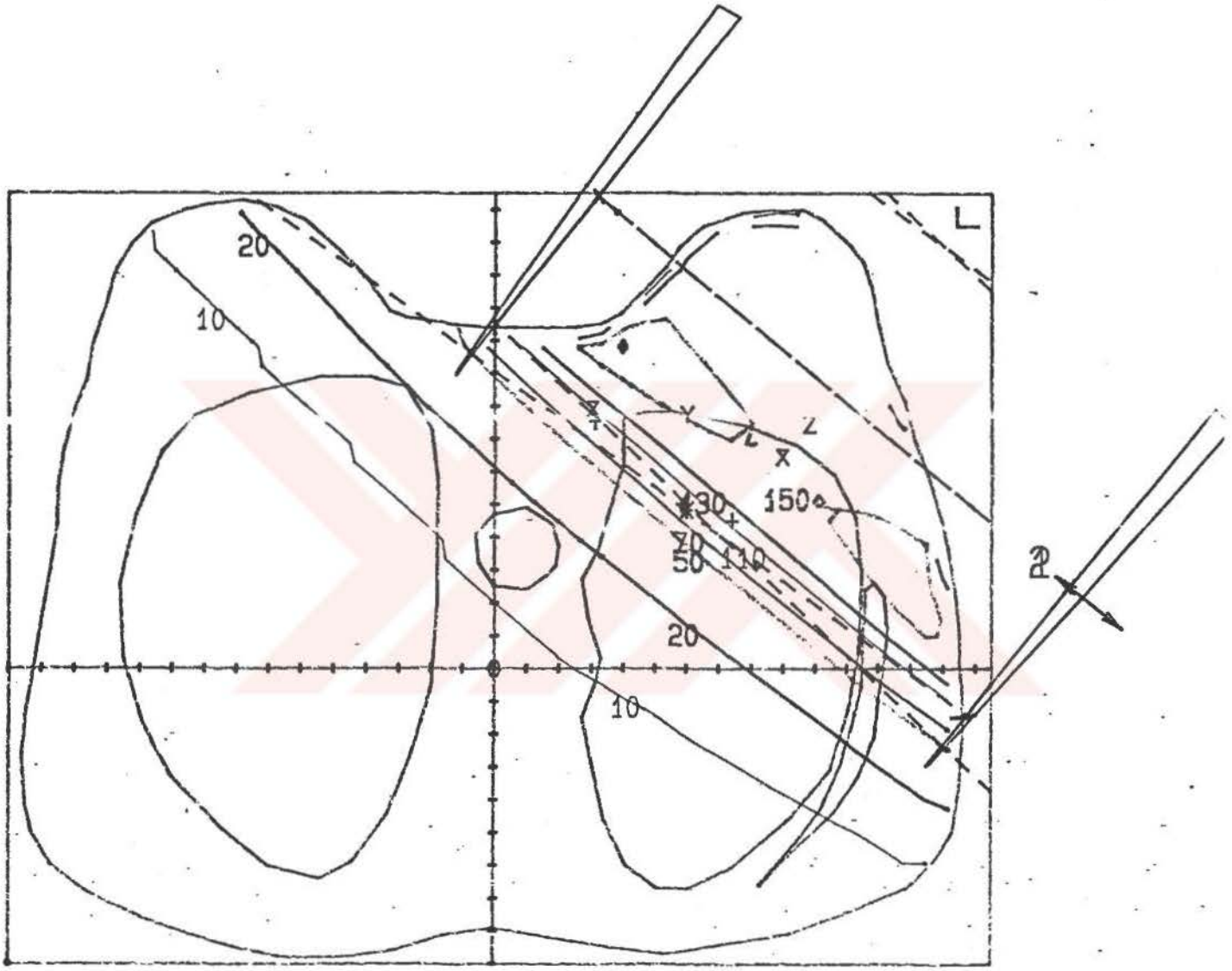


Şekil-14a. E ve D noktalarının bulunduğu kesit.

Right Left

Scale = 0.50 : 1 0021 09-SEP-95 PLANNER _____ APPRO

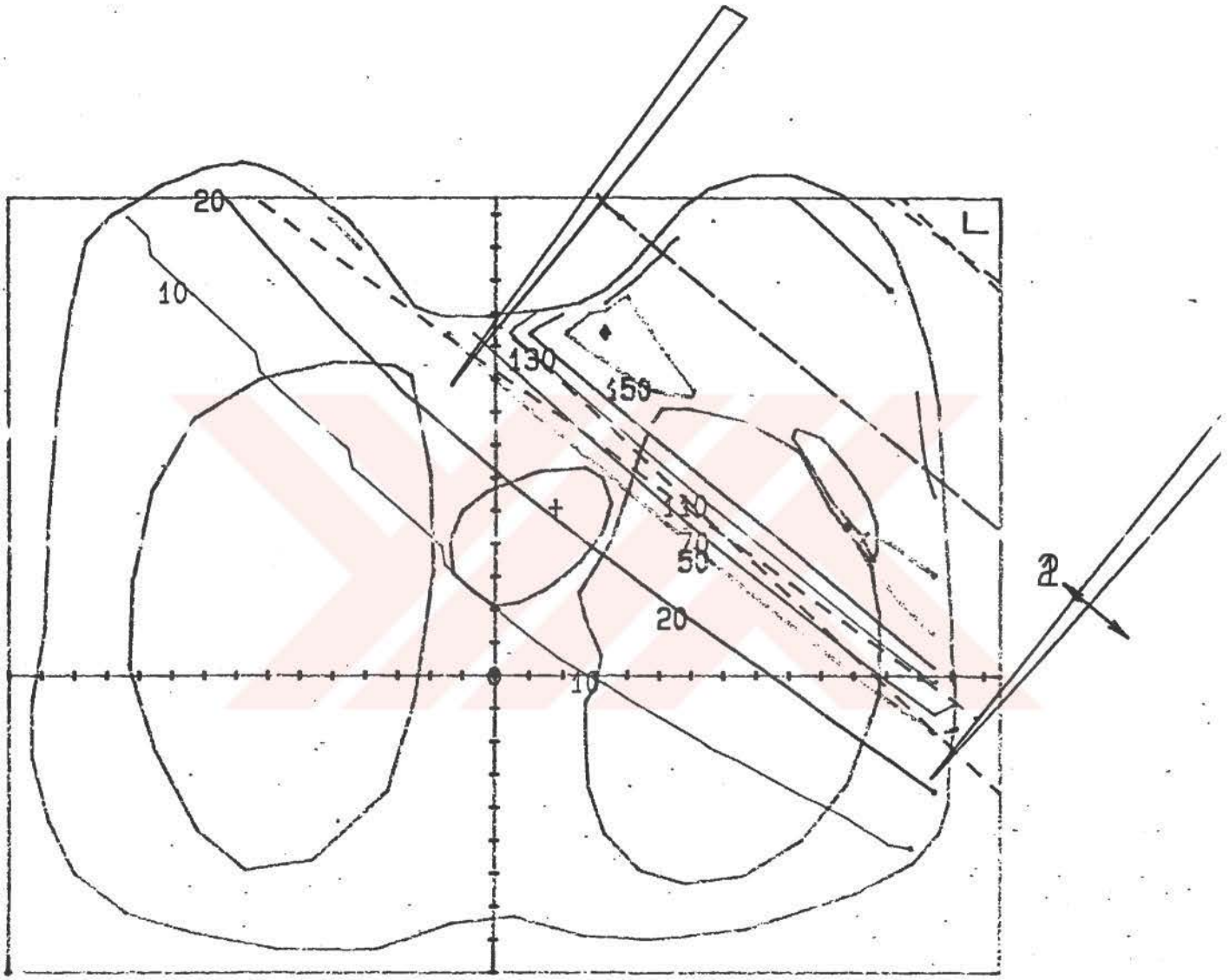
meme 2 duz SLICE NO. 4 OFFSET 0.0



Şekil-14b. A,B ve C noktalarının bulunduğu kesit

Right Left
Scale = 0.50 : 1 0021 09-SEP-95 PLANNER APPRO

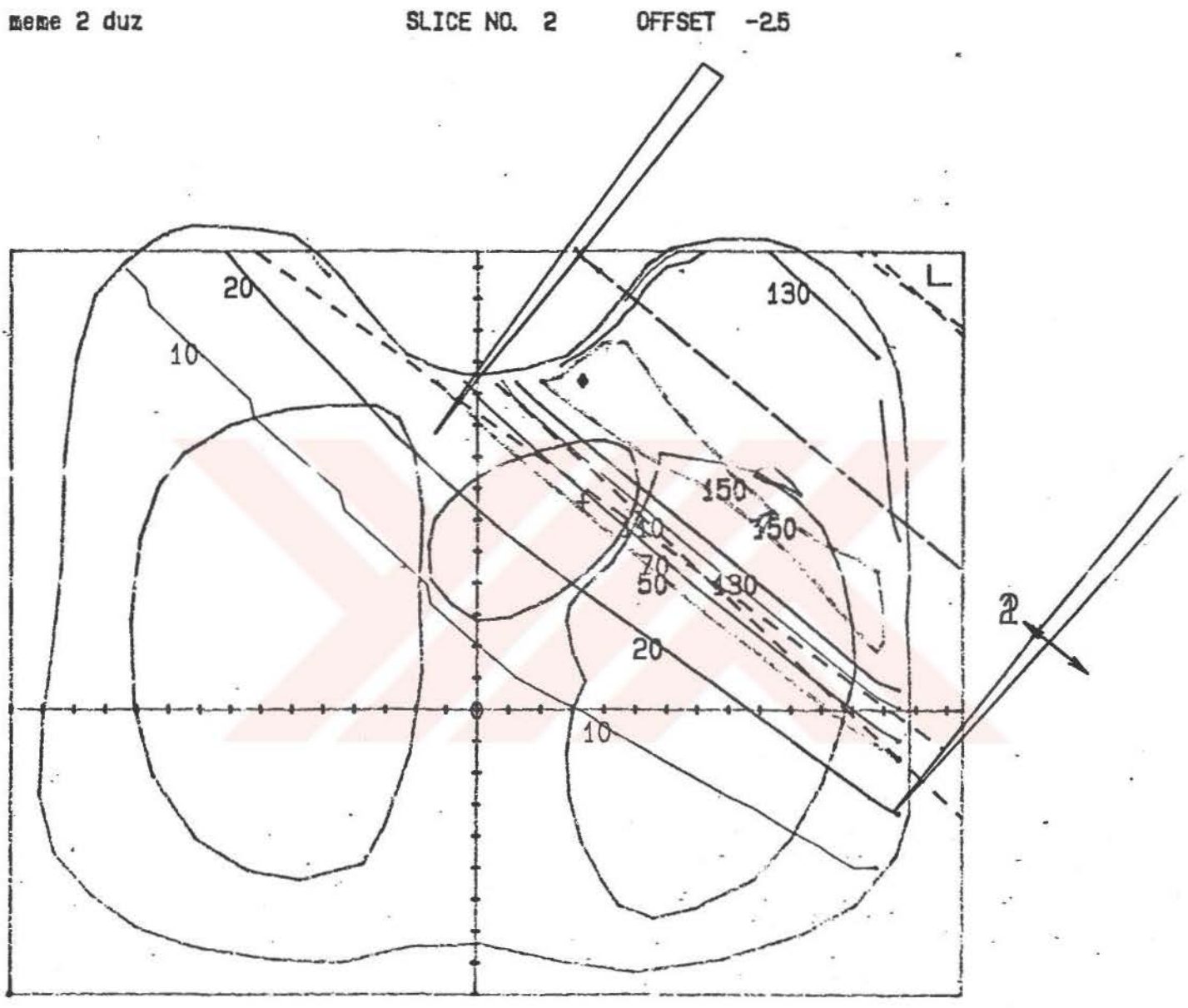
meme 2 duz SLICE NO. 3 OFFSET -1.5



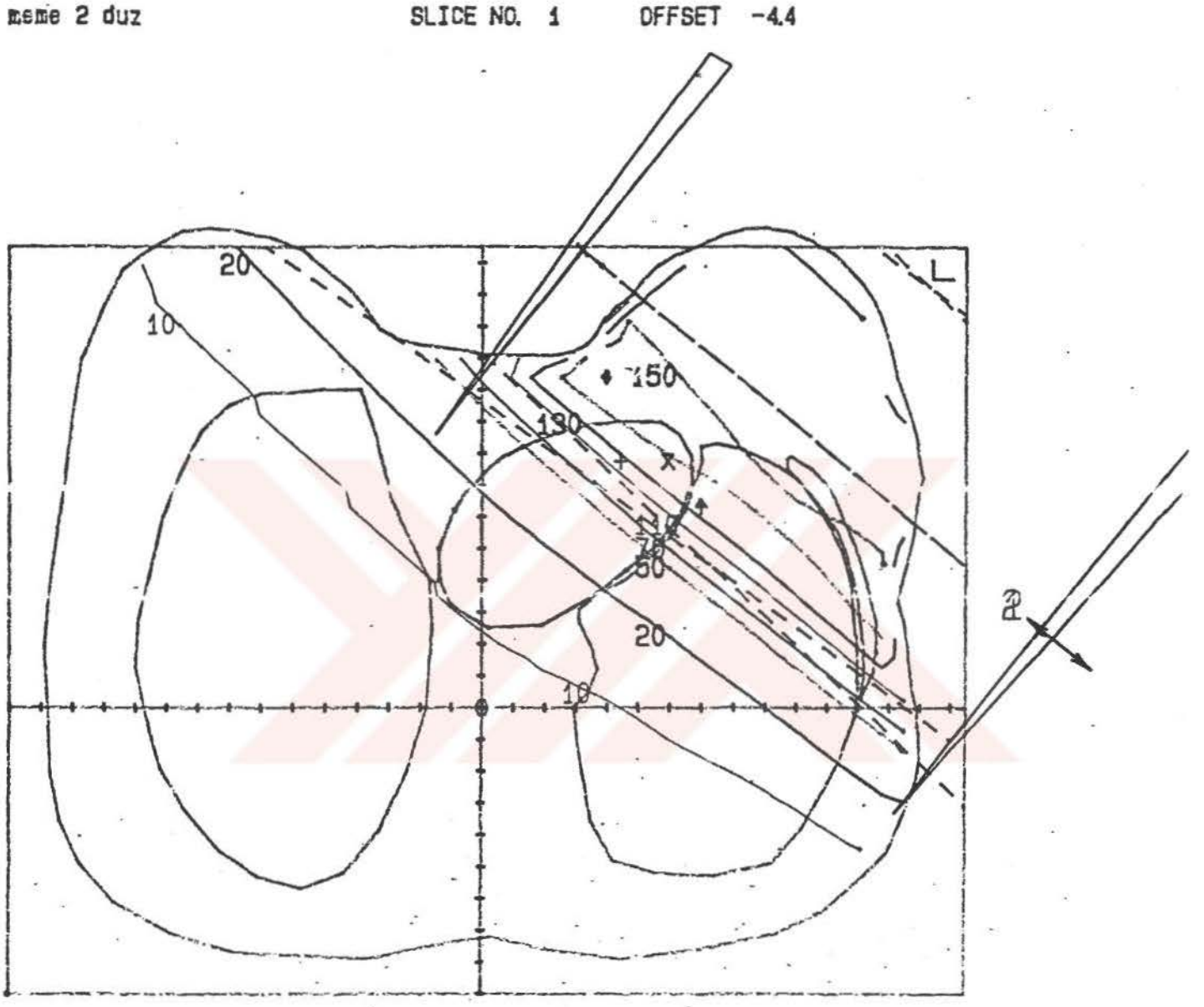
Şekil-14c. F noktasının bulunduğu kesit

Right Left

Scale = 0.50 : 1 00:21 09-SEP-95 PLANNER _____ APPR



Şekil-14d. G noktasının bulunduğu kesit.



Şekil-14e. H,I ve J noktalarının bulunduğu kesit.

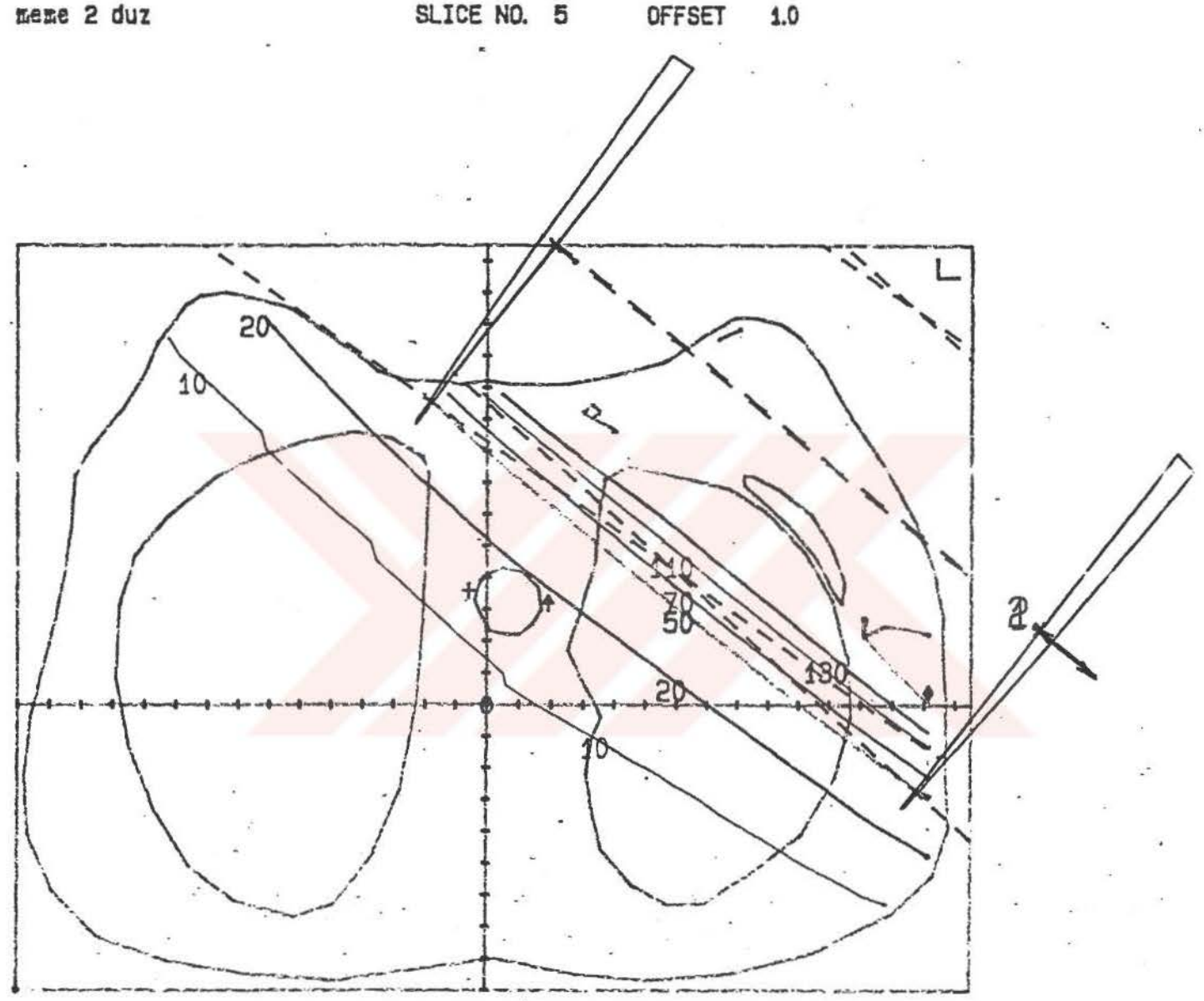
Right Left
Scale = 0.50 : 1 00:21 09-SEP-95 PLANNER _____ APPR:

Eğik düzlem 0° , MI ışınlaması var, Medial Alan Kenarı (M.A.K.) Anatomik Orta Hattı (A.O.H.) 1cm sağa geçtiğinde, Alignment açısı yokken elde edilen izodoz eğrileri Şekil-15a-15b,15c,15d,15e'de görülmektedir.

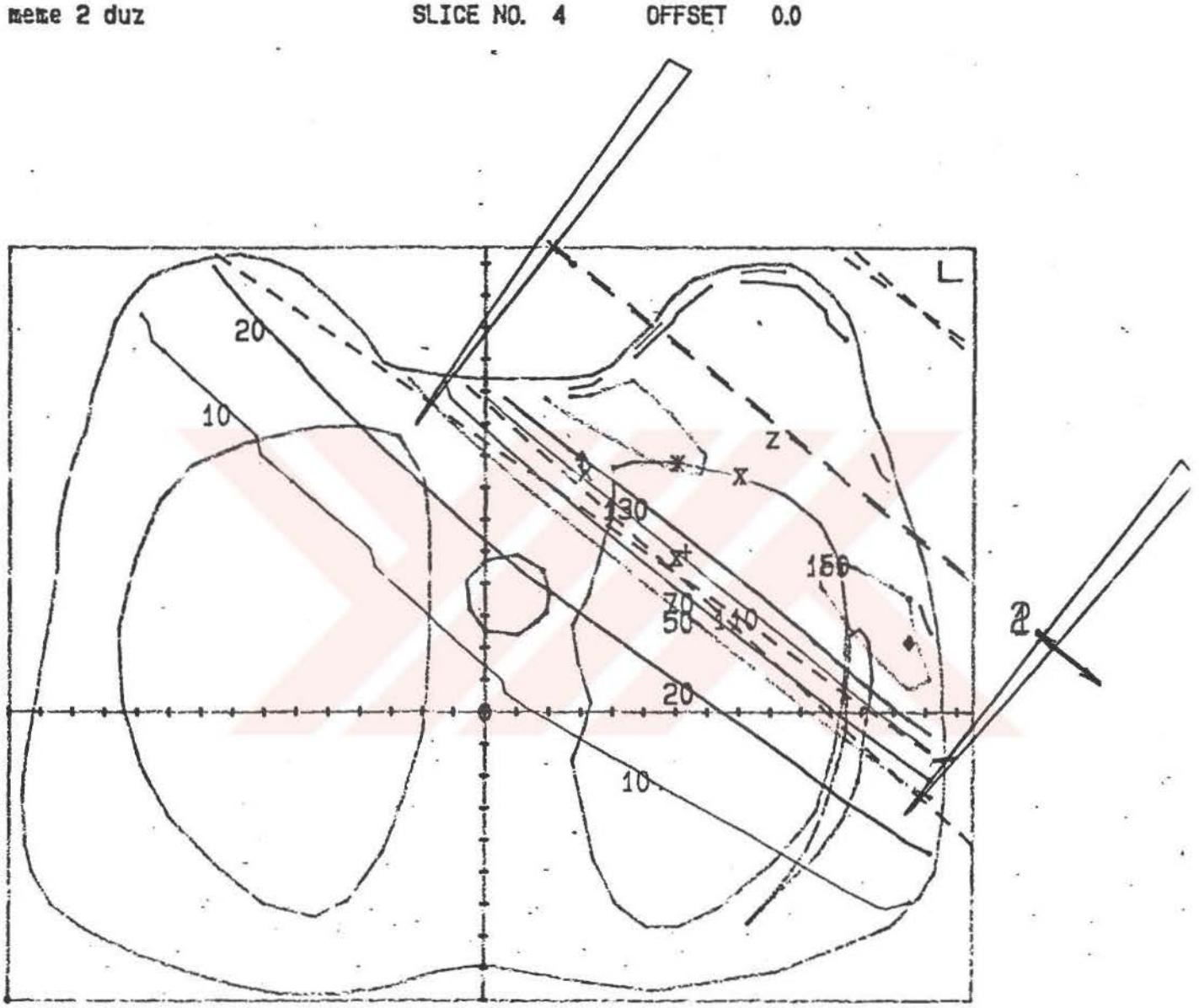
Referans noktasından geçen %148'lik izodoz hattına 200 cGy verileceği planlanarak izodozdan ve TLD ölçümlerinden elde edilen sonuçlar Tablo-6'de gösterilmiştir.

Tablo-6. TLD ve izodozdan elde edilen sonuçlar

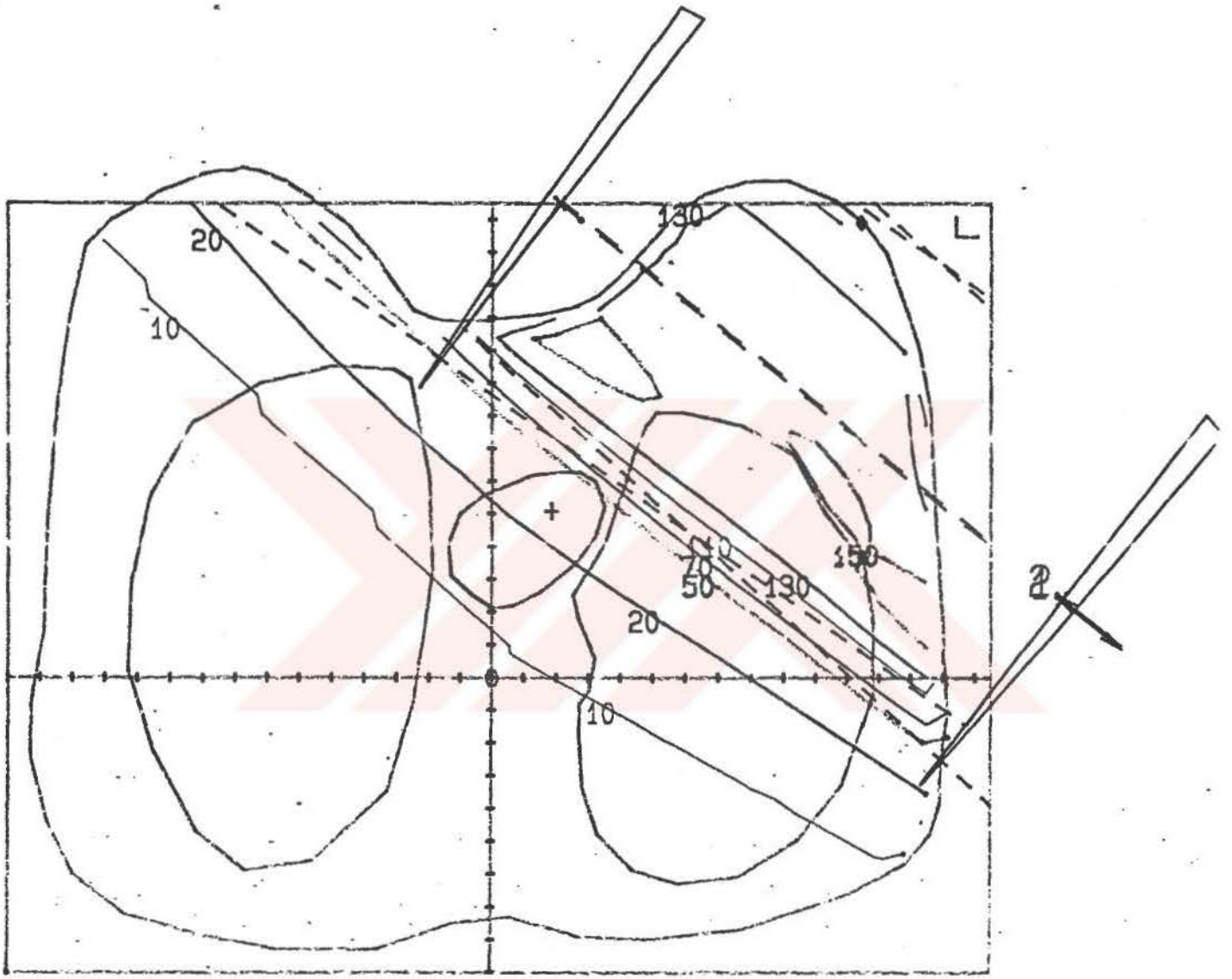
	TLD (cGy)	İzodozdan (cGy)	%DD	%Fark
Referans nokta.(A)	203	204	151	0.5
MI noktası (B)	176	174	129	1.1
Akc noktası (C)	133	141	105	5.7
Sol Kor.Arter (D)	22	24	18	8.3
Sağ Kor.Arter (E)	20	19	14	5.3
Ön inen Arter (F)	32	36	26	11.1
Ön İnen A.Deva.(G)	98	102	76	3.9
İntervent.Sul. (H)	183	193	139	5.2
Obtus Marj.Art.(I)	161	193	139	16.6
Obt.Marj.A.Dev.(J)	203	201	145	1
Gerçek MI	-	153	110	-
Gerçek Ak	-	112	81	-
Gerçek Ref.nokta.	-	200	148	-



Şekil-15a. E ve D noktalarının bulunduğu kesit.

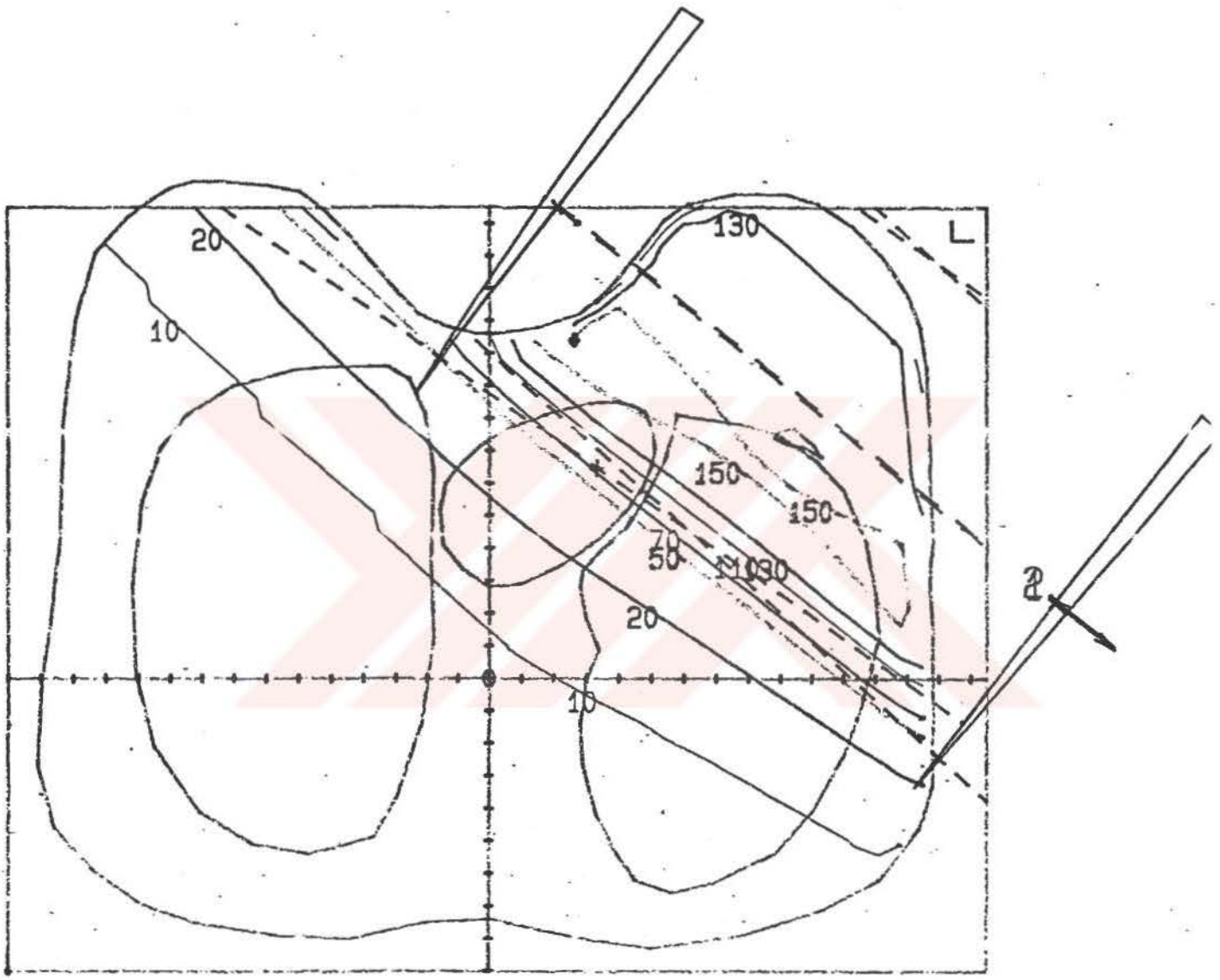


Şekil-15b. A,B ve C noktalarının bulunduğu kesit

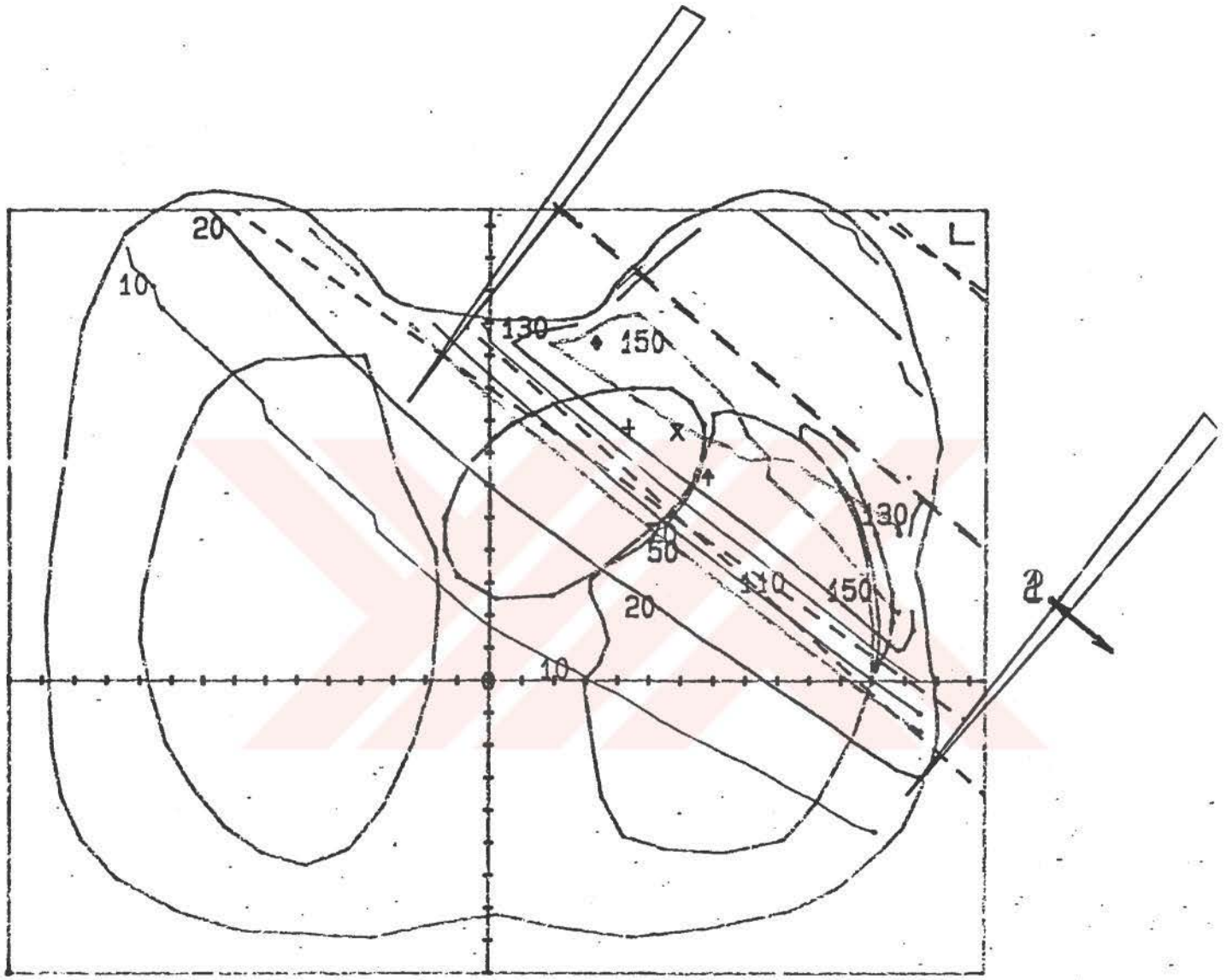


Şekil-15c. F noktasının bulunduğu kesit.

Right Left
Scale = 0.50 : 1 0126 09-SEP-95 PLANNER _____ APPR.



Şekil-15d. G noktasının bulunduğu kesit.



Şekil-15e. H,I ve J noktalarının bulunduğu kesit.

Günlük 200cGy'den 25 fraksiyonda 5000cGy verileceği planlanarak dozimetri yapılan noktalarda TLD'den ve izodoz'-dan elde edilen toplam dozlar, eğik düzlemli(6°) açılı tablo-7'de, eğik düzlemli(0°) açısız tablo-8'de gösterilmiştir.

Tablo-7. Eğik düzlem 6° açılı ışınlamada TLD ve izodoz dan elde edilen toplam dozlar.

		Mediyal alan kenarı anatomik orta hatta Mİ ışınlaması yok Alignment açısı var		Mİ ışınlaması var Alignment açısı yok		Medial alan kenarı anatomik orta hattı 1cm sağa geçtiğinde Mİ ışınlaması var Alignment açısı yok	
		TLD(IZODOZ)	TOPLAM	TLD(IZODOZ)	TOPLAM	TLD(IZODOZ)	TOPLAM
Referans nokta.	A	208(203)	5200(5075)	211(206)	5275(5150)	204(204)	5100(5100)
Mİ noktası	B	89(101)	2225(2525)	156(158)	3900(3950)	189(193)	4725(4825)
Akc noktası	C	50(66)	1250(1650)	111(123)	2775(3075)	139(153)	3475(3825)
Sol kor. arter	D	9(10)	225(250)	11(13)	275(325)	13(16)	325(400)
Sağ kor. arter	E	8(7)	200(175)	9(10)	225(250)	10(11)	250(275)
Ön inen arter	F	11(17)	275(425)	19(24)	475(600)	28(32)	700(800)
Ön inen ar.deva.	G	58(68)	1450(1700)	110(116)	2750(2900)	100(136)	2500(3400)
İntervent. sul.	H	170(178)	4250(4450)	194(200)	4850(5000)	197(203)	4925(5075)
Obtus marj.art.	I	188(191)	4700(4775)	203(200)	5075(5000)	194(201)	4850(5025)
Obt.marj.ar.dev.	J	202(203)	5050(5075)	214(207)	5350(5175)	209(207)	5225(5175)

Tablo-8. Eğik düzlem 0° açılı ışınlamada TLD ve izodozdan elde edilen toplam dozlar.

		Mediyal alan kenarı anatomik orta hatta MI ışınlaması yok Alignment açısı var		Mİ ışınlaması var Alignment açısı yok		Medial alan kenarı anatomik orta hattı 1cm sağa geçtiğinde Mİ ışınlaması var Alignment açısı yok	
		TLD(1ZODOZ)	TOPLAM	TLD(1ZODOZ)	TOPLAM	TLD(1ZODOZ)	TOPLAM
Referans nokta.	A	202(200)	5050(5000)	199(202)	4975(5050)	203(204)	5075(5100)
Mİ noktası	B	113(127)	2825(3175)	133(148)	3325(3700)	176(174)	4400(4350)
Akc noktası	C	80(89)	2000(2225)	106(117)	2650(2925)	133(141)	3325(3525)
Sol kor. arter	D	12(20)	300(500)	19(21)	475(525)	22(24)	550(600)
Sağ kor. arter	E	9(14)	225(350)	13(18)	325(450)	20(19)	500(475)
Ön inen arter	F	21(26)	525(650)	24(30)	600(750)	32(36)	800(900)
Ön inen ar.deva.	G	42(49)	1050(1225)	73(79)	1825(1975)	98(102)	2450(2550)
İntervent. sul.	H	143(153)	3575(3825)	156(166)	3900(4150)	183(193)	4575(4825)
Obtus marj.art.	I	159(171)	3975(4275)	181(184)	4525(4600)	161(193)	4025(4825)
Obt.marj.ar.dev.	J	182(190)	4550(4750)	201(198)	5025(4950)	203(201)	5075(5025)

Eğik düzlem ile, açılı ve açısız ışınlamada MI ışınlaması yok,Medial Alan Kenarı(M.A.K.) Anatomik Orta Hatta(A.O.H.) ve Alignment açısı varken elde edilen TLD ve izodoz sonuçlarının karşılaştırması Tablo-9'da görülmektedir.

Tablo-9. TLD ve izodozdan elde edilen sonuçlar(cGy).

	Medial alan kenarı anatomik orta hatta alignment açısı var			
	Eğik düzlem 6° açılı		Eğik düzlem 0° açılı	
	TLD	IZODOZ	TLD	IZODOZ
Referans nokta.(A)	208	203	202	200
MI noktası (B)	89	101	113	127
Akc noktası (C)	50	66	80	89
Sol Kor.Arter (D)	9	10	12	20
Sağ Kor.Arter (E)	8	7	9	14
Ön inen Arter (F)	11	17	21	26
Ön İnen A.Deva.(G)	58	68	42	49
İntervent.Sul. (H)	170	178	143	153
Obtus Marj.Art.(I)	188	191	159	171
Obt.Marj.A.Dev.(J)	202	203	182	190

Tablo-1,2,3,4,5 ve 6'ya bakıldığı zaman TLD ve izodozdan elde edilen sonuçlar arasında uygunluk(hata sınırları içerisinde) vardır. Bütün deneyler en az üç kez tekrar edilmiş ve TLD için değerler ortalama alınarak bulunmuştur.

Tablo-9'a bakıldığında MI ve Akc noktaları için doz,eğik düzlemin açısız durumunda yüksek bulunmuştur. D,E ve F noktalarının aldığı doz, eğik düzlemde açısız durumda yüksek,F,G,-H,I ve J noktaları eğik düzlemde açısız durumda, eğik düzlemde açılı duruma göre düşük bulunmuştur.

Eğik düzlemde açılı ve açısız durumda,MI ışınlaması var, Medial Alan Kenarı (M.A.K.) Anatomik Orta Hatta (A.O.H.) ve Alignment açısı yokken elde edilen TLD ve izodoz sonuçlarının karşılaştırması Tablo-10'da görülmektedir.

Tablo-10. TLD ve izodozdan elde edilen sonuçlar(cGy).

Medial alan kenarı anatomik orta hatta alignment açısı yok				
	Eğik düzlem 6° açılı		Eğik düzlem 0° açılı	
	TLD	İZODOZ	TLD	İZODOZ
Referans nokta.(A)	211	206	199	202
Mİ noktası (B)	156	123	133	148
Akc noktası (C)	111	123	106	117
Sol Kor.Arter (D)	11	13	19	21
Sağ Kor.Arter (E)	9	10	13	18
Ön inen Arter (F)	19	24	24	30
Ön İnen A.Deva.(G)	110	116	73	79
İntervent.Sul. (H)	194	200	156	166
Obtus Marj.Art.(I)	203	200	181	184
Obt.Marj.A.Dev.(J)	214	207	201	198

Tablo-10'a bakıldığında D,E ve F noktalarının aldığı doz eğik düzlem açısız durumunda iken eğik düzlem açılı durumuna göre yüksek bulunmuştur. G,H,I ve J noktalarının aldığı doz eğik düzlem açısız durumunda iken eğik düzlem açılı durumuna göre düşük bulunmuştur.

Eğik düzlem açılı ve açısız durumda iken MI ışınlaması var, Medial Alan Kenarı (M.A.K.) Anatomik Orta Hattı (A.O.H.) 1cm sağa geçtiği zaman ve Alignment açısı yokken elde edilen TLD ve izodoz sonuçlarının karşılaştırması Tablo-11'de görülmektedir.

Tablo-11. TLD ve izodozdan elde edilen sonuçlar(cGy).

Medial alan kenarı anatomik orta hattı 1cm sağa geçtiğinde ve Alignment açısı yokken	Eğik düzlem 6°açılı		Eğik düzlem 0° açılı	
	TLD	İZODOZ	TLD	İZODOZ
Referans yerine(A)	204	204	203	204
MI yerine (B)	189	193	176	174
Ak yerine (C)	139	153	133	141
Sol Kor.Arter (D)	13	16	22	24
Sağ Kor.Arter (E)	10	11	20	19
Ön inen Arter (F)	28	32	32	36
Ön İnen A.Deva.(G)	100	136	98	102
İntervent.Sul. (H)	197	203	183	193
Obtus Marj.Art.(I)	194	201	161	193
Obt.Marj.A.Dev.(J)	209	207	203	201

Tablo-11'e bakıldığında D,E ve F noktalarının aldığı doz eğik düzlem açısız durumunda iken, eğik düzlem açılı durumuna göre yüksek bulunmuştur. G,H,I ve J noktalarının aldığı doz ise eğik düzlem açısız durumda, eğik düzlem açılı ışınlama durumuna göre düşük bulunmuştur.

Yukarıda anlatılan bütün planlardan kalp için Doz-Volüm Histogramları(günlük 200cGy'e normalize edilerek) elde edildi.(Şekil-16,17)

Eğik düzlem 6°, Medial alan kenarı(M.A.K.) anatomik orta hatta(A.O.H.), 1cm sağa geçtiğinde, Alignment açısı var ve yokken kalp için Doz-Volüm Histogramlarından elde edilen sonuçlar Tablo-12'de görülmektedir.

Tablo-12. Kalp için Doz Volüm Histogramı sonuçları(cGy).

	Eğik düzlem 6° açılı		
	Medial alan kenarı anatomik orta hatta		Medial alan kenarı anatomik orta hattı 1cm sağa geçti
Volüm(%)	Align.Var -a-	Align.Yok -b-	Align.Yok. -c-
75	8(200)*	13(325)	12(300)
50	17(425)	20(500)	23(575)
25	32(800)	58(1450)	78(1950)
10	112(2800)	138(3450)	142(3550)
2.5	150(3750)	151(3775)	152(3800)

* Parantez içindeki bu değerler günlük 200cGy'den 25 fraksiyonda toplam 5000cGy tümör dozu için elde edilmiştir.

Eğik düzlemde 6° açılı ışınlama durumunda doz artışlarının karşılaştırması Tablo-13'de görülmektedir.

Tablo-13. Şekil-16a,b,c doz-volüm histogramlarından hesaplanan % artışlar.

KALP VOLÜMÜ	% ARTIŞ*		
(%)	Şekil-16a ve b	Şekil-16a ve c	Şekil-16b ve c
75	62.5	50.0	-7.7
50	17.6	35.3	15.0
25	81.3	143.8	34.5
10	23.2	26.8	30
2.5	0.7	1.3	0.7

* Artış değerleri : 100(büyük değer/küçük değer -1) formülü kullanılarak hesaplanmıştır.

Eğik düzlem açısız, Medial alan kenarı(M.A.K.) anatomik orta hatta(A.O.H.),medial alan kenarı anatomik orta hattı 1cm sağa geçtiğinde, Alignment açısı var ve yokken Kalp için Doz Volüm Histogramlarından elde edilen sonuçlar Tablo-14'de görülmektedir.

Tablo-14. Kalp için Doz Volüm Histogramı sonuçları(cGy).

	Eğik düzlem 0° açılı		
	Medial alan kenarı anatomik orta hatta		Medial alan kenarı anatomik orta hattı 1cm sağa geçti
Volüm(%)	Align.Var -a-	Align.Yok -b-	Align.Yok. -c-
75	18(450)	22(550)	24(600)
50	24(600)	30(750)	32(800)
25	43(1075)	60(1500)	80(2000)
10	112(2800)	135(3375)	161(4025)
2.5	168(4200)	179(4475)	184(4600)

Eğik düzlem kullanılmadığı durumlarda doz artışlarının karşılaştırması Tablo-15'de görülmektedir.

Tablo-15. Şekil-17a,b,c doz-volüm histogramlarından hesaplanan % artışlar.

KALP VOLÜMÜ (%)	% ARTIŞ Şekil-17a ve b	Şekil-17a ve c	Şekil-17b ve c
75	22.2	31.3	9.1
50	25.0	33.3	6.6
25	39.5	86.0	33.3
10	20.5	43.8	19.3
2.5	6.5	9.5	2.8

Tablo-12 ve 13 birlikte ele alınırsa;

Eğik düzlem kullanılarak açılı yapılan ışınlamada, medial alan kenarı orta hatta iken kalbin volüm dozlarında, Mİ ışınlamasıyla(alignment açısı yok) Mİ ışınlaması yok(alignment açısı var durumuna göre artış görülmektedir. Şekil-16a ve b karşılaştırıldığı zaman %2.5'lik volümde, alignment açısının olmaması,olmasına göre dozu %0.7 gibi düçük düzeyde arttırırken kalp volümünün %25'lik volümünde dozu %81.3 oranında arttırdığı görülmektedir. Eğer Mİ ışınlaması için orta hat karşı tarafa 1cm geçilecek olursa %2.5'lik volümde doz (Şekil-16a ve c) %1.3, %25'lik volümde doz %143.8 oranında arttığı bulunmuştur.

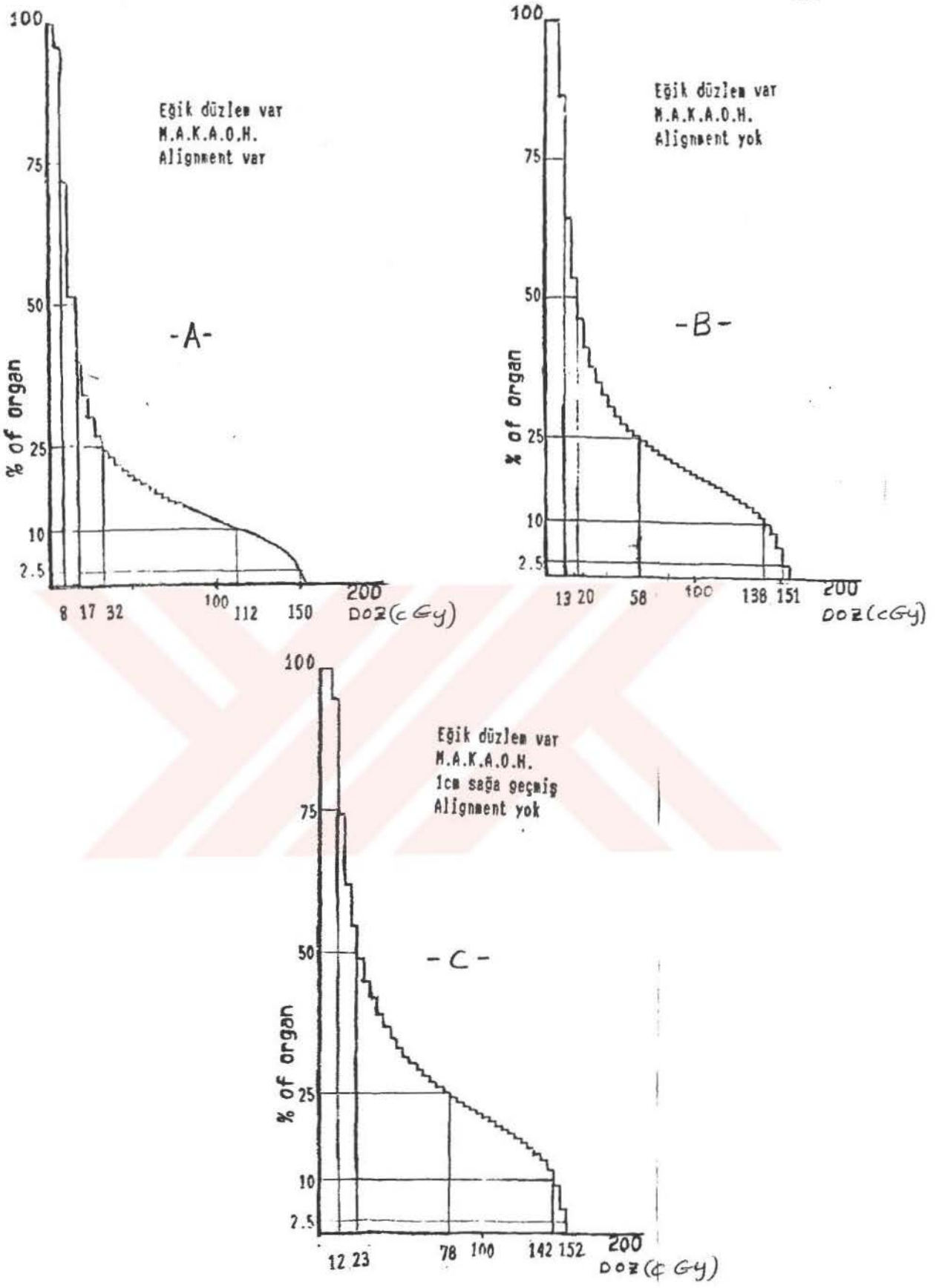
Eğik düzlem 0° açılı olduğu zaman medial alan kenarı orta hatta iken Mİ ışınlama endikasyonu yoksa(alignment açısı var ise) kalbin aldığı volüm dozu Mİ ışınlaması yapılan duruma(alignment açısı yok) göre daha düşüktür. Mİ'nın ışınlanması %2.5'lik volümde %6.5(Şekil-17a-b), %25'lik volümde %39.5-(Şekil-17a-b), %50'lik volümde %25(Şekil-17a-b) dozda artış getirmektedir. Eğer Mİ'ya yeterli doz verilebilmesi için anatomik orta hat 1cm karşı tarafa geçilirse bu durumda %2.5'lik volümde %9.5(Şekil-17a-c), %25'lik volümde %86(Şekil-17a-c), %50'lik volümde %33.3'lük (Şekil-17a-c) doz artışı bulunmuştur.

Eğik düzlemin 0° ve 6° açılı olduğu durumlarda aynı tip aynı tip ışınlamalar için karşılaştırma yapılacak olunursa Mİ ışınlama endikasyonu yokken(Alignment açısı var) eğik düzlem 0° iken kalp volüm dozları artmıştır. Bu durum aynı tip ışınlamalarda da görülmektedir.

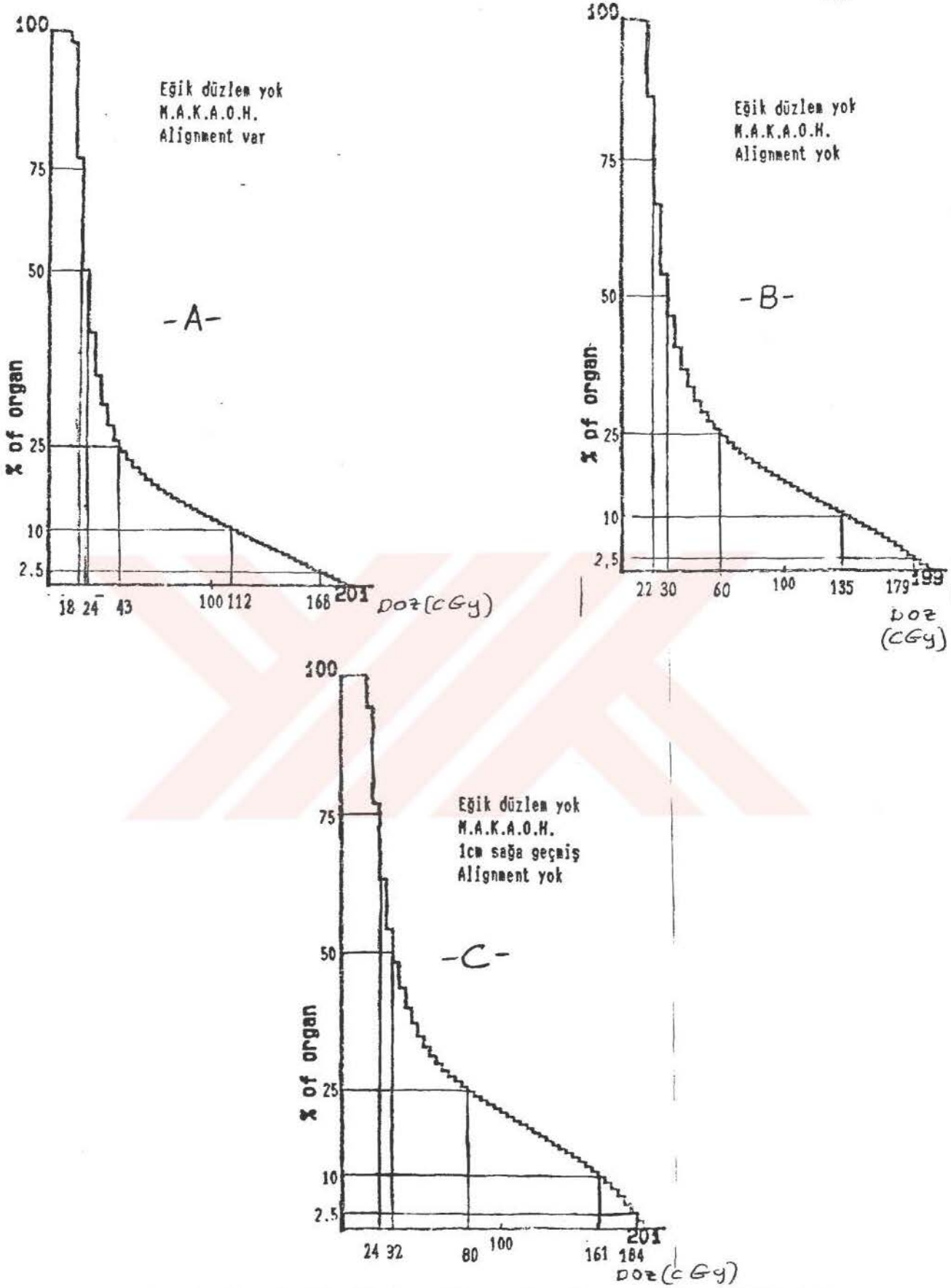
Eğik düzlem ile açılı ve açısız aynı tip ışınlamalar için doz-volüm histogramları karşılaştırılıp % artış değerleri hesaplanarak Tablo-16'da gösterilmiştir.

Tablo-16- Doz-volüm histogramlarından aynı tip ışınlamalar için % artış değerleri.

KALP VOLÜMÜ (%)	% ARTIŞ Şekil-16a,17a	Şekil-16b,17b	Şekil-16c,17c
75	125	69.2	100
50	41.2	50	22.1
25	34.4	3.4	39.1
10	0	-2.2	13.4
2.5	12	18.5	21.1



Şekil-16. Eğik düzlem 6° açılı iken elde edilen doz volüm histogramları.



Şekil-17. Eğik düzlem 0° açılı iken elde edilen doz volüm histogramları.

7- TARTIŞMA VE SONUÇ

Meme kanseri tedavisinde lokal ve bölgesel hastalık kontrolu ve sağkalım üzerinde radyoterapinin rolü çok sayıda çalışmada gösterilmiştir(1,21). Bu gün için meme koruyucu cerrahi tedavi geçiren hastalarda postoperatif meme ışınlaması tedavinin ayrılmaz bir parçasıdır.

Bölgesel gangliyonlar yinelemenin yüksek riskini taşıdıkları zaman ışınlama alanları içine dahil edilirler. Meme tanjansiyel ışınlamasında kalp ve akciğer(sınırlı volümlerde olmakla birlikte) bir miktar doz almaktadır. Eğer tedavi alanları mammaria interna(MI) gangliyonlarını da içerecek olursa kalp ve akciğer dozlarında artışlar meydana gelmektedir.

Kalbin ışınlanması sonrasında hangi dozlarda hangi komplikasyonların çıktığının, başka bir deyişle radyasyona toleransının bilinmesi önemlidir.

Köpeklerde yapılan çalışmalarda perikardiyal kalınlığın radyasyon dozuna bağlı olarak arttığı görülmüştür. Bu çalışmalarda toplam 62Gy'den ve günlük 2Gy'den büyük dozlarda miyokardiyal bağ dokusunun anlamlı olarak arttığı bildirilmiştir(25).

Hayvanlarda yapılan deneysel çalışmalarda morfometrik analizler kullanılarak miyokardiyal ve perikardiyal zarar için α/β oranı belirlenmiştir. Köpek kalplerine 2,3 veya 4Gy'lik fraksiyon dozları verilmiş ve miyokardiyal bağ dokusunda artma kılcal damarlarda ise azalma bulunmuştur.α/β oranı miyokardiyal bağ dokusu için 2.4-2.9Gy, Kapiller damar için ise 1.8-2.8Gy olarak hesaplanmıştır(25).

Strender ve ark. tarafından 197 hastada meme kanseri radyoterapisinden(6 ay ve 10 yıl sonra olmak üzere)geç kardiyak komplikasyonları için bir çalışma yapılmıştır. Tedaviden önce bu hastalardan %19'unda EKG anormalliği bulunmuş, 6 ay sonra ise %45'e yükselmiştir. Sol meme ışınlandığı zaman erken dönemde önemli T-dalga değişikliği belirlenmiştir. Tedaviden 10 yıl sonra %45 EKG değişikliği bulunmuş, bir kaç T-dalga anormaliliği ile fazla ST depresyonu ve ektopik vurular tespit edilmiştir. Ortalama çalışma kapasitesi önce 83W iken, altı ayda 81W ve 10 yılda 84W olmuş. Ortalama kalp hacmi 680 ml iken 6 ayda 689ml, 10 yılda 718ml($p \leq 0.01$) olduğu bulunmuştur. Sonuçta, EKG'de T-dalga değişikliği insidansı yüksek fakat geri dönüşlü olduğu, ve perimiyokardiyal hasar belirtisinin önemsiz olduğu bildirilmiştir. Kardiyak komplikasyonları insidansı ise düşük bulunmuştur(27).

Mediyastinal ışınlamalarda akut kalp etkilerini Lagrange ve arkadaşları araştırmışlardır(16). Sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonu(LVEF) miyokardiyumda radyonüklid anjiyografisi kullanılarak ışınlama öncesi, ışınlamadan 15 gün ve 2 ay sonra olmak üzere prospektif çalışmışlardır. Hastalar, I. grupta 53 hasta mediyastinal, II. grupta 33 hasta sol mammary zinciri III. grupta 25 hasta sağ mammary zinciri ışınlanmış,IV. grup 13 hasta kontrol grubu olmak üzere dört gruba ayrılmıştır. 69 hasta ise kemoterapi ile tedavi edilmiş 48 hastada Adriamycine uygulanmıştır.Tedaviden(RT) 15 gün sonra sol ventrikül

ejeksiyon fraksiyonunda(LVEF) önemli düşme olmuş, 2 ay sonra ise iyileşme görülmüştür. Bu düşüş kontrol grubunda görülmemiştir. Adriamycine verilen hastalarda aynı gelişme izlenmiş ve tedavi öncesinde LVEF değerinde bazal farklılık olmadığı belirtilmiştir.

Hodgkin hastalığının radyoterapisinde yapılan retrospektif çalışmada kalbin 44Gy doz aldığı belirlenmiş. 22,26,31,35 40 ve 44Gy'lik dozları sırasıyla kalbin %77,%75,%70,%57,%37 ve %2'lik volümleri aldığı bulunmuş. Ortalama olarak sol koroner arter 34.76Gy ve sağ koroner arterin 37.25Gy doz aldığı hesaplanmıştır(30).

Janjan NA. ve arkadaşlarının(12) yapmış olduğu çalışmada sol ventrikül ön duvarının ve sol ön inen koroner arterin meme tanjansiyel ışınlamasından 20-45Gy doz aldığı bulunmuştur. Bu çalışmada MI alanı tedavisinde kalp ön duvarı,HIS hüzmesi ve koroner damarlarına tanjansiyel 6MV foton veya 12MeV elektron+ 6MeV foton kombinasyonu ile 30-50Gy'lik doz verilmiştir. İkinci grupta MI alanı yalnız 12MeV elektron ile ışınlanmıştır. Arka duvar koruması tanjansiyel ışınlama ile sağlanmıştır.

Bizim çalışmamızda TLD ile izodozdan (tablo1,2,3,4,5 ve 6) elde edilen sosonuçlar arasında %30'a varan farklar vardır Bu noktalar alan kaidesindeki yüksek doz gradyentinin bulunduğu yerlere uymaktadır. Ayrıca alan kaidesinde bulunan bu noktalardaki setup hatalarınında TLD dozimetrisinde izodoz

sonuçları ile bu oranlarda farka neden olacağı düşünülmektedir. Homojen ışınlama volümü içindeki noktalar ise %5'den daha az fark ile kabul edilebilir sınırlar içinde bulunmaktadır

Mammaria interna ganglionları, sternumun kenarında, interkostal aralıklarda endotorasik fasyada yerleşmiş, orta hattan 3.5-4cm mesafede, 3-4cm derinlikte yerleşmiş ganglionlardır.

MI Işınlaması memetanjansiyel alanı içinde veya ayrı,direkt alanlar ile yapılır. Çalışmamızda MI tanjansiyel alan içinde ışınlanması ile kalp dozu değişiklikleri ve eğik düzlemin kalp dozu değişikliğine etkisi araştırılmıştır.

Tablo-9,10 ve 11 birlikte ele alındığı zaman, eğik düzlem kullanılarak alignment açısı verilmezse MI'nın aldığı dozun alignment açısı verildiği duruma göre arttığı görülmüştür Bu sonuç beklenenle uyumludur. MI ışınlaması endikasyonu olan hastalarda alignment açısı kullanılmamaktadır. Medial alan kenarı 1cm karşı memeye doğru kaydırılırsa MI dozu daha da artmaktadır. Bu değer de beklenildiği gibidir. MI dozu, medial kenar orta hatta iken düşük karşı tarafa 1cm geçince yükselmektedir. Eğik düzlemle 0° durumunda da MI için benzer sonuçlar bulunmuştur.

Eğik düzlem kullanımı, sağ koroner arterin aorttan çıkışına uyan noktada(E),sol koroner arterin aorttan çıkışına uyan noktada(D) ve ön inen arterin kalp üzerinde ilk göründüğü noktada(F) nokta dozlarını düşürmekte fakat ön inen ar-

terin devamına uyan noktada(G), interventriküler sulkusa uyan noktada(H), obtus marjinal artere uyan noktada(I) ve obtus marjinal arterin devamına uyan noktada(J) ise nokta dozlarını eğik düzlem artırmaktadır.

Akciğerin radyasyona bağlı hasarının değerlendirilmesinde yapılan doz volüm histogramları çalışmaları(7,19,29),volüm saptamalarının ve doku inhomojenite düzeltmelerinin yapılması ile gerçek değerlendirmelere ulaşılabileceğini göstermiştir. Ayrıca MI gangliyonlarının alan içine girişinin akciğer dozun daki artışta fonksiyonel problem oluşturmadığı bildirilmiştir (14). Benzer şekilde tedavi alanına giren kalpte de radyoterapinin akut ve geç etkilerinin görülmesinde rol oynayacak volümlerin saptanması,farklı volümlerdeki dozların nokta dozlarıyla karşılaştırılması,sonuçta da tedavi tekniğinde kalbe minimum dozu verecek düzeltmelerin yapılması gereklidir.

Hodgkin hastalığının radyoterapisinde kalbin %60'ı ışınlanmaktadır. Rapor edilen radyasyona bağlı kalp hastalıklarında(RBKH) insidansın %6.6-29 arasında değiştiği belirtilmektedir. Meme kanseri radyoterapisinde ise kalbin küçük volümü ışınlanmakta, tolerans yükselmekte ve insidans düşmektedir. Stewart ve arkadaşlarının yapmış oldukları meme kanseri vakalarındaki çalışmalarda RBKH insidansı %4.5 olarak bulunmuştur. Hodgkin hastalığı ve meme kanseri için hasta analizlerinden sonra hayvanlarda yapılan deneysel çalışmalar doz etkisini açıkca göstermektedir. Büyük kalp volümünün ışın

lanmasında kalbin 40Gy'i(4 haftada 20 fraksiyon) tolere edebileceği fakat dozun yükselmesiyle RBKH insidansının artacağı belirtilmiştir.Küçük kalp volümünün ışınlanmasında ise kalbin 60Gy'i tolere edebileceği,yüksek dozlarda ise RBKH insidansının artacağı bildirilmiştir(25,26).

Eğik düzlemde açılı ve açısız durumda Mİ ışınlamasının yapıldığı, Mİ ışınlamasının yapılmadığı ve anatomik orta hattın 1cm sağa geçildiği durumlarda sağ koroner areterin(E),sol sol koroner arterin(D), ön inen arterin(F,G,H) ve obtus marjinal arterin(I,J) aldığı toplam dozlar için tablo-7,8, kalp volümünün aldığı toplam dozlar için tablo-12,14 birlikte ele alınırsa dozun yüksek olduğu kalp volümünün(%2.5'luk volümde en fazla 46Gy) çok küçük olduğu görülmektedir. Bu değerler, literatürlerde verilen değerlerle karşılaştırıldığı zaman kalbin tolere edebileceği sınırlar içinde olduğu görülür.Gerçi Mİ gangiyonlarının ışınlama endikasyonu kalp volüm dozlarında artışa neden olamaktadır fakat kalbin küçük bir volümü zaten tolerans sınırlarını aşmıyan bu dozu almaktadır.

Ikähemio ve arkadaşları radikal mastektomi olmuş 21 meme kanserli(10 hasta sol meme,11 hasta sağ meme kanserli) hastada erken kalp hastalıkları değişimleri üzerine çalışmışlardır Hastalar Co-60 ile 2 ön alandan(1 parasternal,1 boyun- aksilla) 10X400cGy 24 günde gün aşırı olarak,genelde kullanılmayan klasik programdan farklı,yüksek doz hızı ile ışınlanmışlardır Toraks çeperi ise 250kV X-ışınları ile laterotanjansiyel

ışınlanmıştır. Maksimum doz sağ atriyum ve sağ ventrikülde 36Gy olarak bulunmuştur(10).

Miyokardiyum,yavaş yenilenen veya postmitotik normal dokular gibidir. Verilen radyasyon süresi artınca komplikasyonlar doz/fraksiyon'a daha çok bağlıdır(25).

Carmel ve Kaplan volüm ve dozun Hodgkin hastalığında radyasyona bağlı perikardit oluşumunda önemli olduğunu bildirmişlerdir. Perikardiyum alan içinde ise perkardit insidansının %20, sol ventrikül alan dışında ise insidansın %7 olduğu belirtilmiştir. 79 hastada mantel alanı "subcarinal" bloklu-(30Gy'den sonra) olarak perikardiyum ışınlanmış ve bu hastalarda insidans %2.5 olarak bulunmuştur(25).

Corn ve arkadaşları mantel alanını 6Mev foton ile"subcarinal" bloklu olarak ışınlamışlardır. Perikardit riskinin doz ve doz/fraksiyon ile arttığını dozun 41Gy'den fazla olması durumunda relatif riskin 3.25, tedaviden 10 yıl sonra toplam perikardit insidansının %9.5 olduğunu göstermişlerdir(25).

Yapılan çalışmalar göz önüne alındığında, perikardiyal ve miyokardiyal hastalıklar için "doz-response'un" olduğunu doz/fraksiyon artınca geç zararların artacağı görülmektedir. Koroner arter hastalıkları için doz ve doz/fraksiyon etkisi saptamak için veriler yetersiz olduğu belirtilmiştir(25).

Sonuç olarak eğik düzlem kullanılması, eğik düzlemin kullanılmadığı duruma göre kalp volüm dozunu azaltmakta fakat özellikle Obtus Marjinal arterin nokta dozunu artırmaktadır. Eğik düzlemin kullanılması kalp volümü dozunun, eğik düzlem

kullanılmaması durumuna göre daha da düşük olmasını sağlamaktadır. Böylece radyasyonun geç etkileri insidansının düşük düşük olacağı düşünülmektedir.

Tedavi pozisyonunda çekilmiş BT kesitleriyle organ volümlerinin doz hesabında Üç boyutlu tedavi planlanlama sistemlerinin kullanılması ve doku inhomojenite düzeltmelerinin yapılması ile kritik organların tolere edemiyecekleri dozları alıp almadıklarının öğrenilebilmesi mümkündür.
Böylece endikasyonların seçiminde ve tedavi alanlarının saptanmasında zarar vermek endişesinin getireceği sınırlamalar en alt düzeye indirilebilecektir.

8- ÖZET

Sol memeye,meme koruyucu cerrahi sonrası, tanjansiyel ışınlama tekniği ile yapılan radyoterapide kalbin bir bölümü primer radyasyon alanı(hüzmesi) içinde kalmaktadır.

Bu çalışmada, gamma ışınları ile(Co-60) sol meme tanjansiyel ışınlama yöntemiyle yapılan radyoterapide kalbin aldığı doz ölçülmüştür. Rando fantomda yapılan çalışmada eğik düzlemle açılı ve açısız tedaviye giriş pozisyonunun ve tedavi alanının seperasyonunun kalp dozları üzerine etkisi araştırılmıştır. Doz volüm histogramları ile ışınlama tekniklerine göre kalp dozları volümetrik olarak değerlendirilmiştir.

Rando fantomun simülasyonu yapılmış ve tedavi şartlarında Bilgisayarlı Tomografisi(BT) çekilmiştir. Anatomik yapısı bu fantoma uyan bir hastanın BT'sinden yararlanarak fantomda kalbin yeri tespit edilmiştir. Tedavi planlama sistemine digitizer ile BT kesitleri girilerek çeşitli ışınlama şekillerine göre izodoz eğrileri elde edilmiş ve termolumines-sans dozimetreler kullanılarak ilgili noktaların dozlaları ölçülmüştür.

Eğik düzlemin açılı kullanılması, eğik düzlemin sıfır derecede kullanılmasına göre kalp volüm dozunu azaltmakta fakat özellikle Obtus Marjinal arterin nokta dozunu artırmakdadır. Eğik düzlemin açılı kullanılması kalp volümü dozunun, eğik düzlemin sıfır derecede kullanılması durumuna göre daha da düşük olmasını sağlamaktadır.

9- SUMMARY

Early and late radiation induced effects on the heart are closely related to the irradiated volume and the dose fractional and total. After breast conserving surgery, during radiotherapy of left breast using the tangential irradiation technique, a part of heart is inevitably included in primary irradiation area.

In this study, the dose that the heart received due to tangential gamma irradiation(Co-60 50Gy/25 fractions) of the left breast was measured. In the experiments performed with the rando phantom the effects of the tilt board angle and seperation of the treatment area on cardiac doses during irradiation were measured using TLD.

Under treatment conditions, thorax CT images of the rando phantom were obtained. These CT slices were later reconstructed treatment planning system using a digitizer and isodose curves were obtained. Cardiac doses were volumetricly evaluated according to varation in irradiation techniques using dose-volum histograms. Meanwhile, reference point doses were also recorded.

As a result it was found that the use of tilt board increases obtuse marginal artery reference point doses while decreasing volume doses. It was observed in these fractional irradiations that 10% of the cardiac volume dose remained under 40Gy and that 2.5% volume dose did not reach beyond 46Gy.

9- KAYNAKLAR

1) Auqueir A, Rutqvist LE, Host H, Rotstein S, Arrigada R. Postmastectomy megavoltage radiotherapy: The Oslo and Stockholm trials. Eur.J.Cancer 28:433-4,1992

2) Bedwinek RL, Tonnesen GL, Svenson GK. Three-field technique for breast treatment using a rotatable half-beam block. Int.J.Radiat.Onc.Biol.Phys. 7:1473-4,1981

3) Brosius FC, Waller BF, Roberts WC. Radiation heart disease. Am.J.Med. 70:519-11,1981

4) Casebow MP. Matching of adjacent radiation beams for isocentric radiotherapy. Brit.J.Radiol. 57:735-5,1984

5) Danforth DN,Findlay PA,Mc Donaldh HD.et al: Complete axillary lymph node dissection for stage I-II carcinoma of the breast. J.Clin.Onco. 4(5):655-7,1986

6) Fuller SA, Haybittle JL, Smith REA, Dobbs HJ. Cardiac doses in post-operative breast irradiation. Rad.and Onc.25:19 -5,1992

7) Fraas BA,Lichter AS,McShan DL,Yanke BR,Diaz RF,Yeakel KS,Van de Geijn J. The infuluence of lung density corrections on treatment planning for primary breast cancer. Int.J.Radiat Oncol.Biol.Phys. 14:179-11,1988

8) Goss CM. Grays´s anatomy 29th edition. Philedelphia: Lea and Febiger,1973

9) Hunt MA, Kutcher GJ, Martel MK. Matchline dosimetry of three field tecnique for breast treatment using Co-60 or 6MV X rays. Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 13:1099-7,1987

10) Ikähemio MJ, Niemelä KO, Linnaluoto MM, Jakobsson MJT Takkunen JT, Taskinen PJ. Early cardiac changes related to radiation therapy. Am.J.Cardiol. 56:943-4,1985

11) I.C.R.U. 24. Report.

12) Janjan NA,Gillin MT,Prows J,Arnold S,Heasler G,Thorsen MK,Jennings R,Wilson JF. Dose to the cardiac vascular and conduction system in primary breast irradiation. Med.Dos. 14-(2):81-7,1989 Abstrac.

13) Jones A, Wedgwood J. Effects of radiations on the heart. Brit.J.Radiol. 33:138-20,1959

14) Kaija H,Maunu P Tangential breast irradiation with or without internal mammary chain irradiation: results of a randomized trial. Radiat.Oncol.36:172-4,1995

15) Khan FM. The physich of radiation therapy. Baltimore: Williams and Wilkins,1984

16) Lagrange JL,Pacourt J,Benolid J,Bensadoun RJ,Migneco O. Acute cardiac effects of mediastinal irradiation: assessment by radionuclide angiography. Int.J.Radiat.Oncol.Biol. Phys. 22:897-6,1992

17) Leonhardt H. Çeviri Kazancıgil A, Atay T. Anatomi atlası. 2.cilt Kırklareli: Arkadaş tıp kitapları; 6-15 ve 80-1,1986

18) Levin DC, Gardiner GA. Coronary arteriogrphy. in: Braunvald E, editor. Heart disease; a textbook of cardio vascular medicine. Philadelphia: Saunders;235-40,1992

19) Oetzel D,Schraube P,Hensley F,Perez GS,Menke M,Flentje M. Estimation of pneumonitis risk in three-dimensional treatment planning using dose-volume histogram analysis. Int. J.Radiat.Oncol.Biol.Phy. 33(2):455-5,1995

20) Perez CA,Brady LW. Principles and practice of radiation oncology,Philadelphia,J.B.Lippincott company,877-70,1992

21) Rubin E,Camara J,Grayzel DM,Radiation-induced cardiac fibrosis. Am.J.Med. 34:71-4,1963

22) Siddon RL, Tonnesen GL, Svensson GK. Three-field tecnique for breast treatment using a rotatable half beam block. Int.J.Radat.Oncol.Biol.Phys. 7:1473-4,1981

23) Sobotta J, Beacher H. çeviri Arıncı K. Sobotta anatomi atlası Türkçe 2. baskı München: Urban and Schwarzenberg, 1977

24) Sokolow M, Mcllroy MB, Cheitlin MD, editors Clinical cardiology. Norwalk: Appleton and Lange,1990

25) Stewart JR,Fajardo LF,Gillette SM,Constine LS. Radiation injury tothe heart. Radiother.Oncol. 31(5):1205-6,1995

26) Stewart JR,Fajardo LF. Dose respons in human and experimental radiation-induced heart disease.Radiology 99:403-5,1971

27) Strender LE.,Lindahl J.,Larsson LE. Incidance of heart disease and functional significance of changes in the electrocardiogram 10 years after radiotherapy for breast cancer. Cancer 57(5):929-34,1986

28) Vaeth JM,Feigenbaum LZ,Merril MD,Effects of intensisive radiation on the human heart.Radiolgy,76:755-762,1961

29) Viggars DA,Shalev S,Stewart M,Hahn P. The objective eveluation of alternative treatment plans III:The quantitative analysis of dose volume histograms. Int.J.Radiat.Ocol.Biol Phys.23:419-8,1992

30) Vijayakumar S,Rsenberg I,Spelbring D,Brandt T. Estimation of doses to heart,coronery arteries and spinal cord in mediastinal irradiation for Hodgkin´s disease. Medical Dosi. 16(4):237-41,1991 Abstrac.

31) Walker BF, Schlant RC. Anatomy of the heart in schland RC, Alexander RW, editors Hurst´s the heart: arteries and veins. Newyork:McGraw-Hill,1994